

Aus der Anatomischen Anstalt der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorstand: Prof. Dr. med. Reinhard Putz

Morphometrische Untersuchungen zur
altersabhängigen Variation des Femurs

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Georg Kislinger

aus Erding

2003

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

1. Berichterstatter: Prof. Dr. R. Breul
2. Berichterstatter: Prof. Dr. R. Penning

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. M. Reiser
Priv. Doz. Dr. M. Pfahler

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 23. 10. 2003

INHALT

1 EINLEITUNG.....	1
1.1 Belastung der menschlichen Röhrenknochen.....	1
1.2 Funktionelle Anpassung der Röhrenknochen.....	6
1.3 Klinische Bedeutung in der Endoprothetik.....	18
1.4 Ziele der Arbeit.....	20
2 MATERIAL UND METHODE.....	22
2.1 Materialsammlung.....	22
2.2 Bearbeitung der Femora.....	22
2.3 Bestimmung des Caput-Collum-Diaphysen-Winkels (CCD-Winkel).....	23
2.4 Anfertigung von Röntgenaufnahmen.....	24
2.5 Digitalisierung der Röntgenaufnahmen.....	25
2.6 Densitometrische Auswertung.....	26
3 ERGEBNISSE.....	35
3.1 Zusammenfassung der Messergebnisse.....	35
3.2 Richtungen der maximalen Trägheitsmomente.....	46
3.2.1 Abhängigkeit von der Querschnittshöhe.....	46
3.2.2 Abhängigkeit vom Alter.....	47
3.2.3 Abhängigkeit vom CCD-Winkel.....	66
3.3 Die Trägheitsmomente in der Femurquerschnittebene.....	67
3.3.1 Abhängigkeit vom Geschlecht.....	67
3.3.2 Abhängigkeit vom Alter.....	70
3.4 Lage der Flächen- und Massenschwerpunkte.....	78
3.4.1 Abhängigkeit von der Querschnittshöhe.....	78
3.4.2 Abhängigkeit vom Alter.....	79
3.4.3 Abhängigkeit von Alter und Geschlecht.....	82
3.5 Querschnittsfläche.....	87
3.5.1 Abhängigkeit von Querschnittshöhe und Alter.....	87
3.5.2 Abhängigkeit von Alter und Geschlecht.....	89
3.6 Markhöhlenfläche.....	93
3.6.1 Abhängigkeit von Querschnittshöhe und Alter.....	93
3.6.2 Abhängigkeit von Alter und Geschlecht.....	95

3.7 Kortikalisfläche.....	98
3.7.1 Abhängigkeit von Querschnittshöhe und Alter.....	98
3.7.2 Abhängigkeit von Alter und Geschlecht.....	100
3.8 Kortikalisdicke.....	103
3.8.1 Abhängigkeit von Querschnittshöhe und Alter.....	103
3.8.2 Abhängigkeit von Alter und Geschlecht.....	105
3.9 Trägheitsradien.....	108
3.9.1 Abhängigkeit von Querschnittshöhe und Alter.....	108
3.9.2 Abhängigkeit von Alter und Geschlecht.....	111
 4 FAKTORENANALYSE.....	 114
4.1 Einführung.....	114
4.2 Korrelationsmatrix und Variablenauswahl.....	116
4.3 Extraktion der Faktoren.....	119
4.4 Rotation der Faktorenstruktur.....	120
4.5 Interpretation der Faktoren.....	122
 5 DISKUSSION.....	 124
5.1 Biegebelastung der Femurdiaphyse.....	124
5.2 Die Rolle der Dichteverteilung.....	125
5.3 Die Rolle der Querschnittsform.....	127
5.4 Vergleich von Querschnittsform und Dichteverteilung.....	128
 VERZEICHNIS DER ABBILDUNGEN.....	 130
 VERZEICHNIS DER TABELLEN.....	 132
 LITERATUR.....	 135
 ZUSAMMENFASSUNG.....	 137
 DANKSAGUNG.....	 139
 LEBENS LAUF.....	 140

1 Einleitung

In diesem Kapitel soll zunächst ein historischer Überblick darüber gegeben werden, wie sich die Biomechanik der Belastung der menschlichen Röhrenknochen unter besonderer Berücksichtigung des Femurs entwickelte. Ebenso werden bisherige Studien, die zum Verständnis der funktionellen Anpassung der Röhrenknochen an ihre Belastung beigetragen haben, vorgestellt und die theoretischen Modelle, mit denen diese Anpassung bisher beschrieben worden ist, zusammengefasst. Nach der Darstellung der klinischen Bedeutung im Rahmen der Endoprothetik werden schließlich die Ziele der vorliegenden Arbeit dargestellt.

1.1 Belastung der menschlichen Röhrenknochen

Die langen Röhrenknochen des menschlichen Bewegungsapparates wie Humerus, Tibia und Femur werden physiologisch auf Druck und Biegung beansprucht [PAU 48, BRE 85]. Die Ableitung dieser Beanspruchungsart aus der gelenkigen Lagerung der Röhrenknochen und den daraus folgenden Gleichgewichtsbedingungen gelang vor allem Friedrich Pauwels in seinen verschiedenen „Beiträgen zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates“ ab 1948 [PAU 48, PAU 50a, PAU 50b, PAU 54, PAU 68, PAU 73, PAU 76, PAU 85]. Bereits in seinem ersten Beitrag [PAU 48] ging er hierbei insbesondere auch auf die Belastung des menschlichen Femurs ein, das auch Hauptgegenstand dieser Arbeit sein soll. So verglich er das durch das Körpergewicht belastete Femur während der Standbeinperiode beim Gehen mit einer exzentrisch belasteten Säule (s. Abb.1.1).

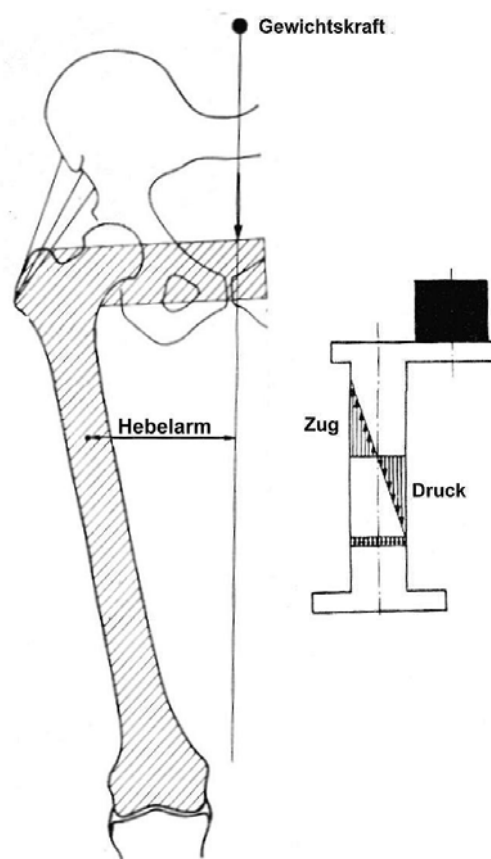


Abbildung 1.1. Exzentrische Belastung des menschlichen Femurs durch das Körpergewicht. Rechts Druckspannungsprofil der exzentrisch belasteten Säule. Aus [PAU 48].

Wie in dem vereinfachten Schema, das noch nicht die Wirkung der Muskulatur und des Bandapparates berücksichtigt, erkennbar ist, fällt die Wirkungslinie der Gewichtskraft nicht mit der Diaphysenachse zusammen, sondern liegt von ihr mit einem unterschiedlich langen Hebelarm entfernt. In der rechts schematisierten Säule ist zu sehen, dass durch diese exzentrische Belastung eine Biegebeanspruchung der Säule hervorgerufen wird, wobei auf der kraftzugewandten Seite eine Druckspannung entsteht, während die kraftabgewandte Seite auf Zug belastet wird. Die höchsten Druck- bzw. Zugspannungen entstehen dabei jeweils an den äußeren Kortikalisrändern, die Spannungsdiagramme haben eine keilförmige Gestalt. In einem Übergangsgebiet in der Säulenmitte liegt eine neutrale Zone, in der die Spannungswerte auf wesentlich kleinere Werte absinken [PAU 68].

Die Biegespannung ist gegenüber einer reinen Druckbelastung des Knochens von großer Bedeutung, da durch sie die erwähnten Randspannungen um ein Vielfaches erhöht werden, so dass vorwiegend die Biegebelastung die Bruchgefährdung des Röhrenknochens bestimmt. Denn für die Bruchgefährdung ist allein die höchste Randspannung maßgebend [PAU 48]. In seinem zweiten Beitrag berechnet Pauwels beispielsweise bei einem Säulensystem, dessen Abmessung etwa der menschlichen Beinlänge entspricht, eine Druckbelastung der Säule von 10 kg/cm^2 bei axialer Druckbelastung mittels eines Gewichtes von 50 kg. Diese Belastung steigt auf 228 kg/cm^2 , wenn das Gewicht nicht axial auf die Femurdiaphyse, sondern exzentrisch auf die Beckenmitte gelegt wird. Diese Größendifferenz ist auch der Grund dafür, dass trotz des auf dem Femur lastenden Körpergewichtes die kraftabgewandte Seite tatsächlich netto auf Zug belastet wird, wobei jedoch die Druckbelastung auf der kraftzugewandten Seite betragsmäßig noch größer ist, da sich hier die Drücke infolge der Biegung und des Körpergewichtes summieren, während auf der kraftabgewandten Seite die Zugspannung infolge Biegung durch den Druck des Körpergewichtes reduziert wird.

Zur Reduzierung der Biegespannung kann nach Pauwels der Säulen- bzw. Diaphysendurchmesser erhöht werden (durch Anbau von Knochenmaterial), da dies den Querschnitt des Röhrenknochens vergrößert, wodurch die Spannung (= Kraft pro Fläche) abnimmt.

Physiologisch wird zur Verringerung der Biegespannung auch das Prinzip der Zuggurtung verwendet. So reduziert der Tractus iliotibialis, der an der lateralen Femurseite zwischen Trochanter major und dem Condylus lateralis der Tibia aufgespannt ist, die Biegespannung, wie Pauwels in einem spannungsoptischen Versuch nachwies (Abb. 1.2). Dabei erreichte die höchste Randspannung eines belasteten Femurs ohne Tractus iliotibialis auf der Druckseite einen Wert von 83 kg/cm^2 und auf der Zugseite 69 kg/cm^2 (in Abb. 1.2 rechts). Bei gespanntem Tractus iliotibialis reduzierten sich diese Werte auf 48 kg/cm^2 bzw. 8 kg/cm^2 [PAU 48]. Spannungsoptisch ist diese Abnahme an einer geringeren Dichte der schwarzen Linien in Abb. 1.2 erkennbar.

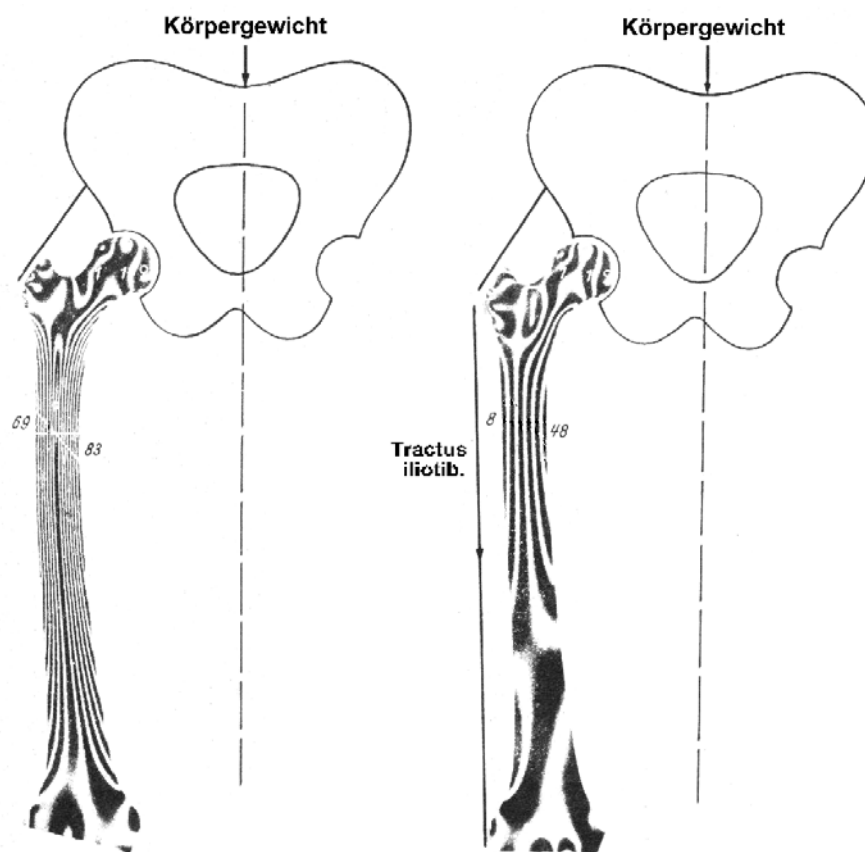


Abbildung 1.2. Spannungsoptischer Versuch zur Darstellung der Beanspruchung des Femurs. Die Dichte der schwarzen Linien ist ein Maß für die Spannung. Rechts niedrigere Spannungswerte infolge Zuggurtungswirkung des Tractus iliotibialis. Aus [PAU 48].

Eine weitere Möglichkeit, den Betrag der Biegespannungen zu verkleinern, besteht darin, die Säule bzw. Diaphyse in Richtung der Druckseite zu krümmen, wie Pauwels anhand des Schemas in Abb. 1.3 nachwies [PAU 48]. Dabei ist die linke Säule axial auf Druck und durch eine Querkraft nach rechts auf Biegung beansprucht, so dass sich in der linken Säulenhälfte die Druckspannungen aus Biegung und axialer Last addieren und sich in der rechten Säulenhälfte die Zugspannung aus der Biegung um den Druckbetrag aus der axialen Last reduziert. Die mittlere, gekrümmte Säule wird nur auf Druck belastet, wird infolge ihrer Krümmung aber ebenso auf Biegung beansprucht, wobei die Druckseite jetzt rechts und die Zugseite links liegt. Schließlich wird die rechte gekrümmte Säule wieder sowohl auf Druck, als auch durch die Querkraft auf Biegung beansprucht, so dass sich jetzt die Biegespannungen aus der linken und der mittleren Säule gerade aufheben, da sie in die entgegengesetzte Richtung weisen. Es verbleibt nur die geringe Komponente der axialen Druckbelastung.

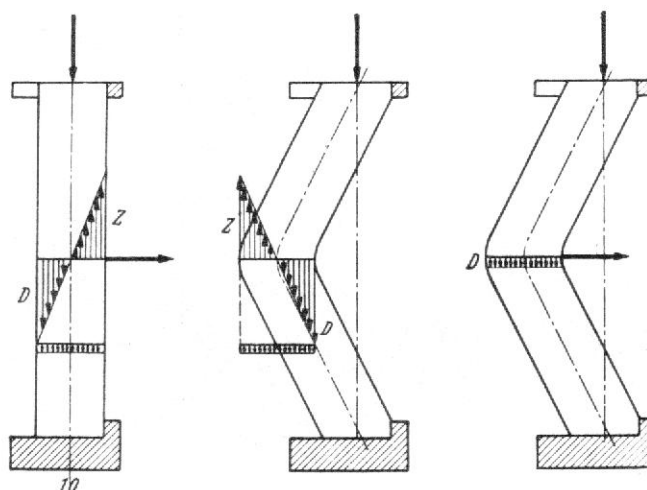


Abbildung 1.3. Reduzierung der Biegebeanspruchung der Säule durch Krümmung der Säulenachse. Aus [PAU 48].

Dieses Prinzip der Spannungsreduzierung ist auch beim Femur verwirklicht, dessen Diaphyse ebenso einen gekrümmten Verlauf aufweist.

Eine wichtige Rolle bei der Begrenzung der Biegebelastung spielt auch die den Röhrenknochen umgebende Muskulatur, wie Pauwels in seinem ersten und vor allem dritten Beitrag [PAU 50b] herleitete. Dabei zeigte er wiederum mit spannungsoptischen Versuchen, dass die am Knochen ansetzenden Muskeln und Bänder zwar die Druckkräfte, die auf den Knochen wirken, erhöhen [PAU 50b], über zuggurtende Wirkung und damit Reduktion der Biegebelastung aber insgesamt spannungsreduzierend wirken. Im Unterschied zur variablen Größe der Zuggurtung des Tractus iliotibialis (je nach Anspannung) ist die Wirkung des Muskels jedoch fest vorgegeben, weil die Muskeln am Gelenk das Gleichgewicht zum Körpergewicht halten und deshalb ihr Drehmoment genauso groß ist wie das des Körpergewichtes. Deshalb wird dessen biegende Wirkung am Gelenk durch die gegenbiegende Wirkung der Muskeln vollständig aufgehoben, so dass hier nur noch eine deutlich geringere Druckkomponente verbleibt, während im Verlauf der Diaphyse das Ausmaß der Biegereduktion vom Abstand des Muskels von der Knochenachse, also von der Hebelarmlänge abhängt. So ist beispielsweise beim eingelenkigen Muskel die Verringerung der Biegespannung an der Muskelansatzstelle am geringsten (kleiner Abstand zum Knochen) und nimmt zum Gelenk hin immer mehr zu. Im Vergleich hierzu wirkt ein zweigelenkiger Muskel, der den ganzen Röhrenknochen überbrückt, auch über die ganze Knochenachse zuggurtend und aufgrund seines ungefähr gleichmäßigen Abstandes zum Knochen damit auch in jeder Höhe etwa gleich stark biegereduzierend [PAU 48]. Pauwels hat diesen Sachverhalt spannungsoptisch für die Tibia und den eingelenkigen M. soleus sowie den zweigelenkigen M. gastrocnemius nachgewiesen.

In seinem dritten Beitrag [PAU 50b] untersuchte Pauwels daraufhin diese für den statischen Fall abgeleitete Wirkung der Muskulatur auch für die Bewegung der Gliedmaßen, insbesondere für den Gang. Dabei kommt er zu Beginn der sehr ausführlichen Ableitung, die hier nicht detailliert wiedergegeben werden soll, zunächst zu dem Ergebnis, dass die Röhrenknochen während des Ganges ohne Wirkung der Muskulatur durch ständige relative Verlagerung des Körperschwerpunktes in verschiedene Richtungen mit unterschiedlicher Intensität gebogen

werden und dass abhängig von der Neigung der Röhrenknochen auch entgegengesetzte Biegerichtungen in der proximalen und distalen Hälfte des Knochens möglich sind.

In Abb. 1.4 sind hierzu Beispiele dargestellt. Zu verschiedenen Beinstellungen und unterschiedlich gelegenen Körperschwerpunkten ist mittels eines Spannungsdiagrammes die Größe der Biegebelastung (entspricht Breite der nebenstehenden Biegemomentenfläche) in jeder Höhe der Röhrenknochen und der Biegungssinn (entspricht eingezeichnetem Bogen in der Biegemomentenfläche) dargestellt.

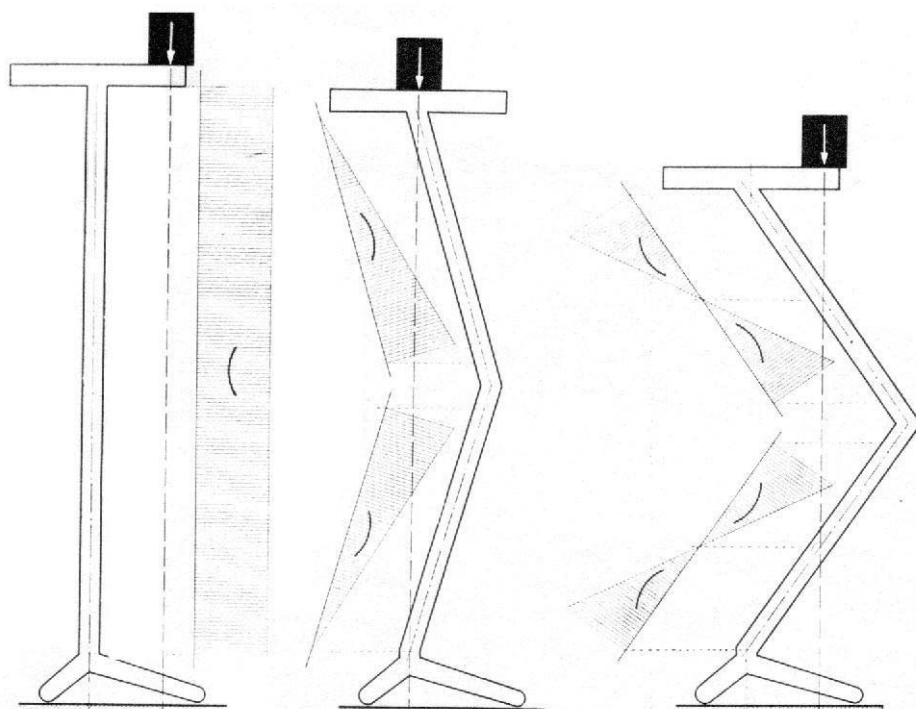


Abbildung 1.4. Belastungsprofile des Femurs bei unterschiedlichen Beinstellungen während des Ganges. Aus [PAU 50b].

Im Schema eines gestreckten Beines (in Abb. 1.4 links) entsteht über die gesamte Beinlänge eine etwa konstante Biegespannung, wie an der rechteckigen Biegemomentenfläche abzulesen ist. Beim leicht gebeugten Bein (Abb. 1.4 mitte) ist die Form der Biegemomentenfläche für Femur und Tibia dreieckig, die Biegebelastung steigt bei beiden Knochen zum Kniegelenk hin an. Beim stark gebeugten Bein (Abb. 1.4 rechts) entstehen durch die Tatsache, dass proximale und distale Hälften der beiden Knochen jeweils auf verschiedenen Seiten der Wirkungslinie des Körpergewichtes liegen, Biegemomentenflächen in Form von Doppeldreiecken für beide Knochen, wobei ausgehend von der Schaftmitte die Biegebelastung nach proximal und nach distal jeweils zunimmt und beide Hälften in gegensätzliche Richtung gebogen werden.

Wie oben bereits ausgeführt wurde, können die Muskeln jedoch auch verschiedene Biegereduktionen bewirken, so könnte ein zweigelenkiger Muskel durch gleichmäßige Spannungsreduktion über die Diaphyse die Biegebelastung aus Abb. 1.4 links neutralisieren. Demgegen-

über kann ein eingelenkiger Muskel durch seinen unterschiedlichen Abstand zum Knochen dreieckige Biegemomentenflächen (Abb. 1.4 mitte u. rechts) reduzieren.

Wie Pauwels weiterhin sowohl für Tibia als auch für Femur ableitet, dienen die selben Muskeln, die bei den einzelnen Stellungen die erforderliche Zuggurtungswirkung haben, auch zur Feststellung der Gelenke bei den betreffenden Stellungen, woraus eine in den verschiedenen Beinstellungen gegenüber der Standposition unveränderte Biegebelastung resultiert.

Einschränkend gibt Pauwels jedoch selbst an, dass die schematische Darstellung einige vereinfachende Annahmen enthält, die nicht der Realität entsprechen, so z. B. die Vernachlässigung der physiologischen Femurkrümmung oder auch die Lage des Kniegelenkdrehpunktes, der im Schema in der Diaphysenachse, beim Femur jedoch hinter der Achse liegt.

Infolgedessen kann der Muskelapparat auch nicht die gesamte Biegebelastung des Femurs neutralisieren, gegenüber einem durch das Körpergewicht belasteten „nackten“ Femur jedoch deutlich reduzieren.

Zusammenfassend kommt Pauwels zu dem Schluss, dass

- „1. die Größenverteilung der Biegebeanspruchung über die Knochenlänge auch während der Bewegung der Glieder stets von der gleichen Art ist und dass
2. auch der Biegesinn bei allen Stellungen der Glieder stets der gleiche ist.“

1.2 Funktionelle Anpassung der Röhrenknochen

Der Beginn der Untersuchung von Anpassungsvorgängen des Knochengewebes an die angreifenden Kräfte geht ins 19. Jahrhundert zurück. Nach den „Pionierarbeiten“ von Bourgerie 1832, Ward 1838, Wyman 1849 und Humphrey 1858 wird vor allem Meyer die Entdeckung des trajektoriellen Baus der Spongiosa 1867 [MEY 67] zugeschrieben. Culmann beschrieb 1866 die Übereinstimmung der Spongiosa mit den Hauptspannungstrajektorien in einem femurähnlichen Kran. Wolff formulierte 1869 das „Gesetz der Transformation der Knochen“, das die Spongiosaausrichtung entlang der Hauptspannungsrichtungen beschrieb [WOL 92].

Roux [ROU 95] sprach erstmals von „funktioneller Anpassung“ des Knochengewebes an die gegebene Beanspruchungssituation. Als Ergebnis dieser Anpassung wird eine bestmögliche Stabilität des Knochengerüsts mit einem Minimum an benötigtem Knochenmaterial erreicht. Durch diese „Leichtbauweise“ wird der Energiebedarf des Körpers bei der Bewegung reduziert, indem die Arbeit zur Überwindung des Eigengewichtes, zur Bewegung der Knochenmasse und zur Reibung minimiert wird, wie Pauwels in seinem ersten Beitrag [PAU 48] weiter ausführt.

Ein Beispiel für den Bau der Knochen unter Materialersparnis ist die Formung der langen Knochen als Röhrenknochen mit einer Markhöhle anstelle von massivem Knochen. Dadurch ist es möglich, mit einer geringfügigen Erhöhung des Knochenquerschnittsdurchmessers eine gleiche Biegefestigkeit zu erreichen, wie ein massiver Knochen.

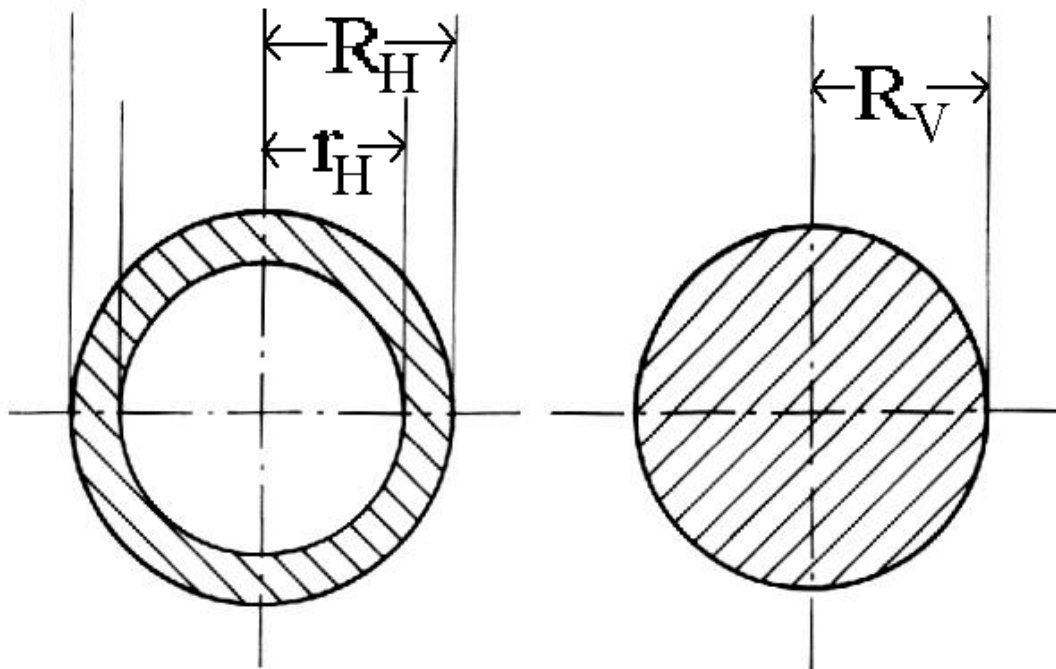


Abbildung 1.5. Schematischer Vergleich eines massiven Knochens und eines Röhrenknochens als Beispiel für die Leichtbauweise im Bewegungsapparat.

In Abb. 1.5 sind schematisch die Querschnitte eines Röhrenknochens (als Hohlzylinder mit Außendurchmesser $2R_H$ und Innendurchmesser $2r_H$) sowie eines massiven Knochens (als Vollzylinder mit Durchmesser $2R_V$) dargestellt. Die folgende Modellrechnung soll die Möglichkeit der Erhöhung der Biegefestigkeit durch Vergrößerung des „Kortikalisringes“ aufzeigen.

Die Biegefestigkeit bei einer Biegung um die Knochenachse wird bestimmt durch das Massenträgheitsmoment um diese Achse.

Dieses ist gegeben beim Vollzylinder durch

$$\Theta_V = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot \pi \cdot h \cdot R_V^4$$

Das Massenträgheitsmoment um die Zylinderachse beim Hohlzylinder ist gegeben durch:

$$\Theta_H = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot \pi \cdot h \cdot (R_H^4 - r_H^4)$$

Dabei ist ρ die Knochendichte, h die Höhe des Zylinders, R_V der Radius des Vollzylinders, R_H der Außenradius des Hohlzylinders und r_H der Innenradius des Hohlzylinders. Soll mit dem Hohlzylinder gleiche Biegefestigkeit wie mit dem Vollzylinder erreicht werden, so müssen die beiden Trägheitsmomente gleich groß sein. Daraus ergibt sich folgender Zusammenhang:

$$R_V^4 = R_H^4 - r_H^4$$

Für das Femur realistische Werte sind für $R_H = 1,5$ cm und für $r_H = 0,9$ cm. Damit ergäbe sich für den Radius des Vollzylinders ein Wert von 1,45 cm. Es muss folglich bei Vorhandensein einer Markhöhle mit einem Radius von 0,9 cm lediglich der Außendurchmesser von 1,45 cm um 0,05 cm auf 1,5 cm erhöht werden, um die gleiche Biegefestigkeit zu erreichen. Der Materialbedarf kann durch Berechnung der Flächen des Vollzylinderquerschnittes bzw. des Hohlzylinderquerschnittes ermittelt werden.

Diese berechnen sich wie folgt:

$$A_V = \pi \cdot R_V^2$$

bzw.

$$A_H = \pi \cdot (R_H^2 - r_H^2)$$

In unserem Zahlenbeispiel ergeben sich dabei Querschnittsflächen von $A_V = 6,59$ cm² für den Vollzylinder und $A_H = 4,52$ cm². Die Materialersparnis beträgt hierbei ca. 32%.

Diese Berechnung zeigt, dass durch Schaffung einer Markhöhle, in deren Bereich ohnehin keine so große Biegebelastung besteht, wie in den Außenzonen, eine deutliche Materialersparnis erreicht werden kann, wenn der Außendurchmesser nur geringfügig erhöht wird. Der mathematische Hintergrund dieses Sachverhaltes besteht darin, dass das für die Biegefestigkeit maßgebliche Trägheitsmoment mit der 4. Potenz des Radius anwächst, während der Materialbedarf bzw. die Querschnittsfläche nur mit der 2. Potenz des Radius ansteigt.

Dieser Sachverhalt wird im späteren Verlauf dieser Arbeit noch einmal aufgegriffen, wenn die Frage untersucht wird, wie der Röhrenknochen sich der physiologischen Abnahme von Knochenmaterial im Rahmen des Alterungsprozesses anpasst.

Ausgehend von den Postulaten von Roux entwickelte Pauwels ein Modell der funktionellen Anpassung, das später von Kummer [KUM 95] mathematisch formuliert wurde. Danach ist die durch die mechanische Beanspruchung des Knochens entstehende Spannungsverteilung der Stimulus für die Anpassungsvorgänge. Das Knochengewebe entspricht hierbei einem Reglersystem, das durch lokalen An- bzw. Abbau von Knochengewebe auf ein Über- bzw. Unterschreiten einer lokalen Sollspannung reagiert, so dass stets diese Sollspannung wiederhergestellt wird. Abb. 1.6 zeigt ein entsprechendes Schema.

Je nach Höhe der aktuellen Spannung (Skala links) wird Knochenmaterial angebaut, wenn die Sollspannung überschritten wird und Material resorbiert beim Unterschreiten der Sollspannung. Dadurch wird der aktuelle Spannungswert stets in Richtung Sollspannung verändert, bei der ein Fließgleichgewicht zwischen Knochenneubildung und Resorption herrscht. Lediglich bei Überschreiten einer oberen Grenzspannung kommt es zu pathologischer Resorption.

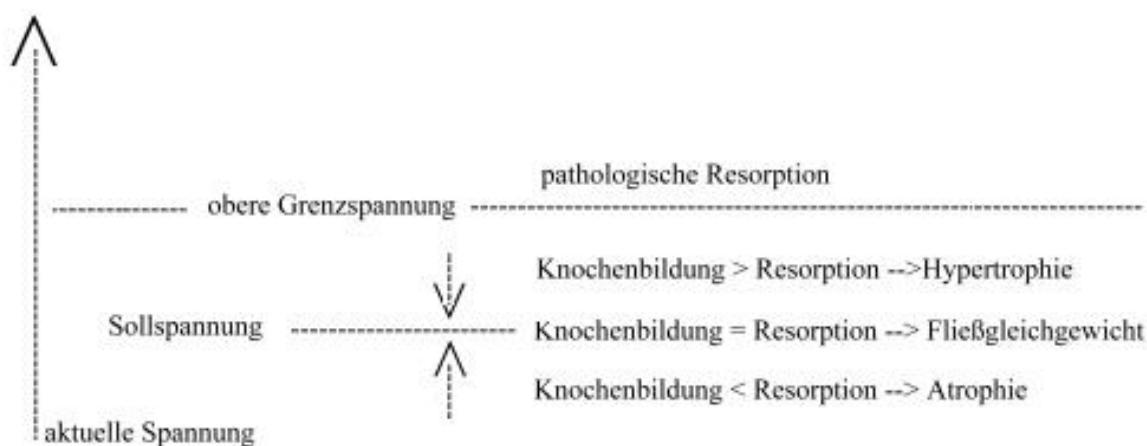


Abbildung 1.6. Schema zum reaktiven Knochenumbau infolge der Größe der mechanischen Beanspruchung. Aus [KUM 95].

Wendet man dieses Modell auf den biegebelasteten Röhrenknochen an, so ist durch die von der Schaftmitte nach außen keilförmig zunehmende Druck- bzw. Zugbelastung (s. Abb. 1.1) ein verstärkter Knochenanbau an den Diaphysenrändern zu erwarten, während in der Schaftmitte in der Übergangszone zwischen Druck- und Zugbeanspruchung („neutrale Zone“) eine Resorption von Knochenmaterial auftreten müsste. In Abb. 1.7 ist dieser Sachverhalt schematisch anhand eines gebogenen Femurquerschnittes nochmals verdeutlicht. Die biegende Kraft liegt hierbei parallel zur Diaphysenachse mit einem Hebelarm vom Querschnittsschwerpunkt S entfernt.

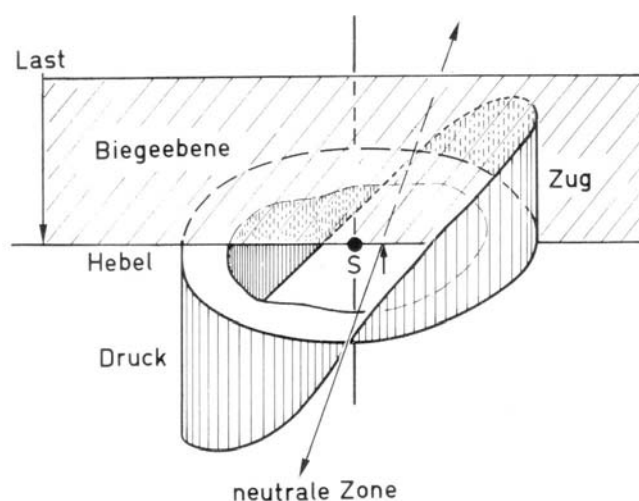


Abbildung 1.7. Schematische Darstellung der Biegung eines Röhrenknochenquerschnittes durch eine mit einem Hebelarm angreifende Last. Aus [BRE 85].

Kummer entwickelte aus diesem Sachverhalt eine Vorstellung zur Entwicklung der Markhöhle infolge der geringen Biegespannungen in der Diaphysenmitte und der daraus folgenden Materialresorption. Streng genommen müssten bei der von Pauwels hergeleiteten konstanten Biegerichtung im Bereich der neutralen Zone durch Resorption ein Spalt im Knochen und daraus zwei getrennte Knochenhälften entstehen. Unter der Annahme, dass die Konstanz der Biegerichtung nicht streng gilt, sondern diese um einen bestimmten Winkel um die Diaphysenachse schwankt, kommt Kummer zum Ergebnis der Bildung eines Diaphysenringes mit einer Markhöhle. Dabei wird diese umso kleiner und abgerundeter, je größer der Drehwinkel der Biegeebene ist.

Unter Annahme eines isotropen Knochenmaterials belegte Pauwels sein Modell anhand dreier rachitisch deformierter Femora [PAU 68]. Er arbeitete dabei mit dem Prinzip der Massenkontraktionen, das im folgenden kurz erläutert werden soll. In Abb. 1.8 ist links die bereits bekannte, durch die Kraft K exzentrisch belastete Säule zu sehen. Es resultiert das eingezeichnete keilförmige Spannungsdiagramm mit maximaler Druckspannung am rechten Rand und maximaler Zugspannung am linken Rand. An der Grenze zwischen Zug- und Druckspannung ist die „neutrale Faser“ (NF). Durch Berücksichtigung des Eigengewichtes ist in Abb. 1.8 die max. Druckspannung größer als die max. Zugspannung, und NF ist zur Zugseite hin verschoben. Rechts oben (a) ist ein auf diese Weise belasteter, elliptisch geformter Röhrenknochenquerschnitt mit eingezeichneter Biegerichtung (BE) zu sehen. Rechts unten (c) dargestellt ist die Massenkontraktion des Querschnittes auf die Biegungsgerade BE, d. h. das Material des Querschnittes ist auf diese Gerade zusammengeschoben. Es resultiert eine hantelförmige Kontraktionsfigur, die mit dem keilförmigen Spannungsdiagramm (rechts mitte, (b)) verglichen wird. Durch die elliptische Formung sieht man eine Materialhäufung in den stark belasteten Randzonen und eine Materialersparnis im geringer belasteten Zentrum infolge der Markhöhle.

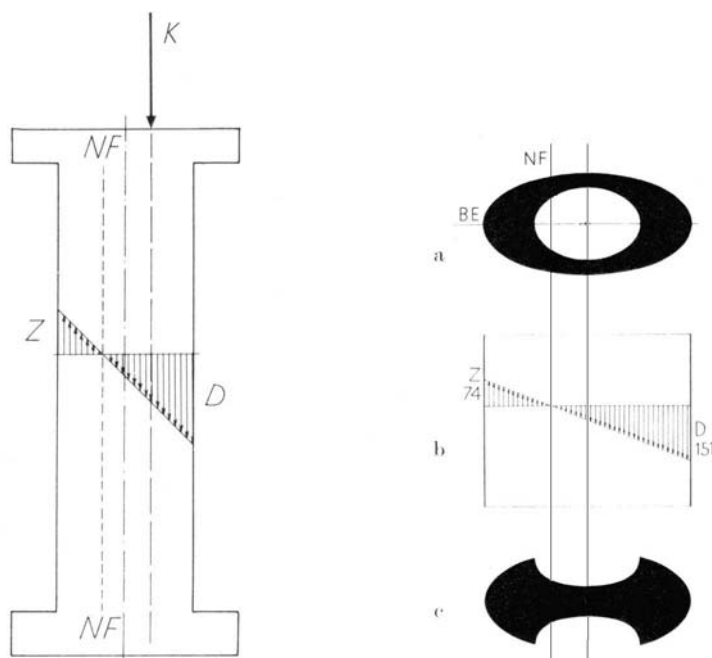


Abbildung 1.8. Belastung eines elliptisch geformten Röhrenknochenquerschnittes. Prinzip der Massenkontraktion (rechts). Aus [PAU 68].

In einer Simulation veränderte Pauwels, ausgehend von einem elliptischen Querschnitt, die Materialverteilung entsprechend seinem Modell nach der Spannungsverteilung. Es resultierte ein Querschnitt, dessen Form er mit den rachitisch deformierten Femora verglich. Die gute Übereinstimmung war für ihn ein Beleg, dass auch die „beobachtete Verteilung des Knochenmaterials in den Querschnitten der rachitisch deformierten Femora durch Knochenan- und -abbau entsprechend der ungleichmäßigen Spannungsverteilung zustande gekommen war“, also eben genau durch den in seinem Modell beschriebenen Mechanismus.

In einer weiteren Abhandlung, seinem 4. Beitrag [PAU 54a], zeigte Pauwels anhand der Massenkontraktionen die Rolle der Linea aspera, der dorsalen Verstärkungsleiste am Femurschaft, auf. Ursprünglich war man der Meinung, dass die Linea aspera in der Richtung der größten Biegebelastung liegt, um den Querschnittsdurchmesser dort zu vergrößern. Im Querschnitt in Abb. 1.9 links oben ist zu sehen, wie die Linea aspera gerade in der Richtung der Geraden BE (Biegeebene) liegt. Nach Pauwels wird die Biegebelastbarkeit des Querschnittes jedoch in diesem Fall nicht erhöht, sondern vielmehr sogar reduziert, da durch die Schmalheit der Leiste und ihren großen Abstand zum Schwerpunkt S in ihr sehr große Randspannungen auftreten und, wie oben bereits beschrieben wurde, die Bruchfestigkeit durch die Größe der Randspannungen bestimmt wird. Anhand der Bildung der Massenkontraktion (Abb. 1.9 links unten) sieht man wieder eine hantelförmige Kontraktionsfigur, wobei sich die Hantel am rechten Rand wegen der Linea aspera wieder ausdünnert, was den ungünstigen Sachverhalt der Materialabnahme bei der zum Rand zunehmenden keilförmigen Spannung wiedergibt. In einer Simulation fand Pauwels schließlich, dass sich die Situation bei einer Verdrehung der Biegeebene gegenüber der Linea aspera um ca. 40° deutlich verbessert (Abb. 1.9 rechts). Die aus der Biegeebene BE gedrehte Linea aspera führt jetzt zu einer deutlichen Verbreiterung des Querschnittes senkrecht zu BE am rechten Querschnittsrand, also an der Stelle der höchsten Belastung. An der Kontraktionsfigur (Abb. 1.9 rechts unten) ist dies durch die deutlich stärkere Massenansammlung am rechten Rand zu sehen.

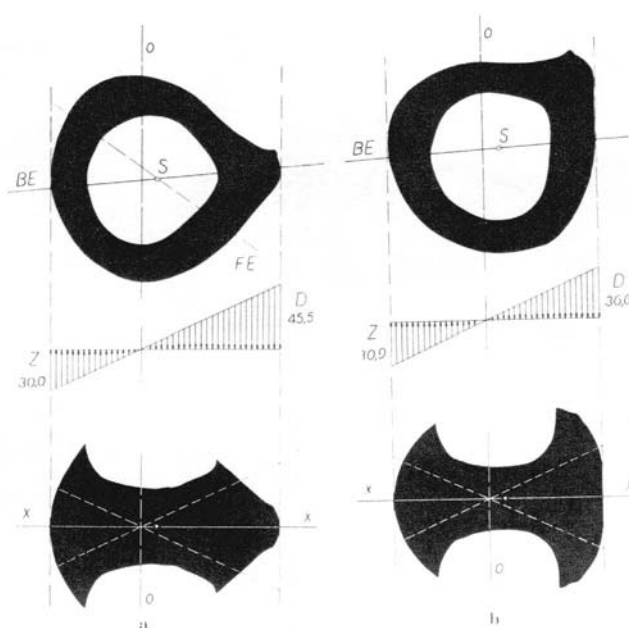


Abbildung 1.9. Darstellung der Biegefestigkeiten eines Femurquerschnittes bei unterschiedlichen Biegerichtungen bezüglich der Linea aspera. Darstellung der Massenkontraktionen. Aus [PAU 54a].

Dies war ein weiteres Beispiel für die Anpassung des Knochens an die Belastungen durch zweckmäßige Materialverteilung.

In Erweiterung des Pauwelsschen Modelles können der Anbau bzw. die Resorption von organischer Knochensubstanz durch Osteoblasten bzw. durch Osteoklasten getrennt betrachtet werden vom Einbau anorganischer Kalksalze durch Osteocyten [KUM 95]. Erstgenannter Prozess führt beim Röhrenknochen wie beschrieben zu einer Anpassung durch geeignete Formung des Diaphysenquerschnittes, letzterer kann zusätzlich durch Veränderungen der lokalen Knochendichte, die röntgenologisch quantifizierbar sind, zur Knochenhärtung an Stellen höherer Beanspruchung beitragen.

Der Idealfall der funktionellen Anpassung bestünde dann darin, dass unter Einhaltung einer größtmöglichen Materialersparnis die Querschnittsform durch Materialan- und -abbau sowie das Dichteprofil über den Querschnitt durch Kalksalzeinlagerung gerade dergestalt sind, dass in jedem Punkt des Querschnittes die lokale Spannungsgröße in festem Verhältnis zur lokalen Festigkeit steht. Man spricht in diesem Fall von einem Körper gleicher Festigkeit.

In verschiedenen Untersuchungen wurde bereits der Frage nachgegangen, ob dieser Idealfall beim menschlichen Röhrenknochen realisiert ist, wobei aber noch kein definitiver Nachweis gelungen ist.

Pauwels verglich die in einem spannungsoptischen Modellversuch ermittelten lokalen Beanspruchungen im coxalen Femurende mit der Dichteverteilung im Röntgenbild und kam aufgrund der guten optischen Übereinstimmung von Spongiosadichte und lokaler Spannungsgröße zu dem Schluss, dass wahrscheinlich ein Körper gleicher Festigkeit vorlag [PAU 54b].

In einer Fortsetzung dieser Untersuchung führte Knief eine quantitativ genauere Analyse durch [KNI 67a, KNI 67b]. Er verwendete 16 linke und 10 rechte mazerierte Femora, fertigte a.-p.- Röntgenaufnahmen der proximalen Femurenden an und verglich sie wiederum mit der spannungsoptisch festgestellten Spannungsverteilung. Dabei zeigten sich „qualitative und quantitative Differenzen, die das Vorliegen eines Körpers gleicher Festigkeit nicht sicher erscheinen lassen“.

Ausführliche Arbeiten zur Dichteverteilung über den Querschnitt beim Femur und den Einfluss auf die Festigkeit des Knochens verfassten Schmitt [SCH 68] und Amtmann [AMT 68, AMT 71].

Schmitt entnahm aus 40 Femora von 12 Frauen und 12 Männern im Alter von 56 bis 87 Jahren in 5 definierten, über die Schaftlänge gleichmäßig verteilten Höhen Querschnittscheiben. Er fertigte von allen 200 Querschnitten Röntgenbilder an und bestimmte zu jedem Querschnitt die Röntgendichte in jeweils 4 Arealen, die anterior, posterior, medial bzw. lateral auf der Scheibe lagen. Die Dichtewerte kalibrierte er dabei mittels eines parallel mitgeröntgten Aluminiumstufenkeiles. Anschließend schnitt er die insgesamt 800 Probeareale aus den Querschnitten heraus und unterzog sie einer Bruchfestigkeitsmessung.

Er kam u. a. zu folgenden Ergebnissen:

- Es besteht eine positive Dichte-Festigkeits-Korrelation, d. h. die Knochenfestigkeit steigt mit zunehmendem Kalksalzgehalt.
- Die Knochendichte und –festigkeit nehmen von der Schaftmitte aus in Richtung der Gelenkenden hin ab.

- Die Knochendichte und –festigkeit sind innerhalb der Querschnitte medial und lateral größer als in Arealen posterior und anterior, wobei dieses Ergebnis nur in den oberen 3 von 5 Querschnittshöhen statistisch gesichert werden konnte.

Schmitt sah in diesen Ergebnissen Hinweise darauf, „dass die funktionelle Anpassung des Knochens an seine mechanische Beanspruchung nicht nur in einer Änderung der Querschnittsfläche, sondern auch in einer lokalen Änderung seiner Materialdichte besteht“.

Im Anschluss an diese Arbeit verwendeten Amtmann und Schmitt die gleichen Messwerte, um den Einfluss des Alters, des Geschlechtes, der Körperseite und der unterschiedlichen Position des Probekörpers im Femurschaft auf die Knochendichte zu untersuchen.

In einer Regressionsrechnung bestimmten sie einen Korrelationskoeffizienten zwischen Alter und den quadrierten Dichtewerten von $-0,29$, d. h. die Knochendichte nahm mit zunehmendem Alter ab (die Dichtewerte wurden vor der Regressionsrechnung quadriert, um eine ungefähre Normalverteilung der Werte zu erreichen). Das Gewicht dieser Aussage wird jedoch durch das relativ enge Altersspektrum der Stichprobe begrenzt.

Eine Varianzanalyse erbrachte u. a. folgende Einflussfaktoren auf die Knochendichte:

- Die mittlere Dichte sowie die Dichteverteilung über die Schaftquerschnitte sind sowohl bei verschiedenen Individuen, als auch auf beiden Körperseiten verschieden.
- Die Dichteverteilungen der drei proximalen Querschnitte weisen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf, sind aber signifikant von den Dichteverteilungen der beiden distalen Querschnitte verschieden.
- In den drei proximalen Querschnitten finden sich die höchsten Dichten lateral und medial, in den beiden distalen Querschnitten posterior.

Aus den gewonnenen Daten wurde ein mittleres Dichteverteilungsprofil angefertigt, das in Abb. 1.10 zu sehen ist.

In der Bildmitte sind die 5 Querschnittshöhen am Femur eingezeichnet, die sich bei 26%, 38%, 50%, 62%, 74% der Gesamtfemurlänge befinden. Dieses Schema wird auch bei der Bearbeitung der Femora in dieser Arbeit verwendet. Rechts sind die mittleren Dichtewerte in den 5 Querschnittshöhen von links nach rechts in den Lokalisationen posterior-lateral-anterior-medial-posterior aufgetragen. Links ist aus diesen Werten durch lineare Interpolation eine „Dichtelandkarte“ mit verschiedenen Zonen gleicher Dichte erstellt worden. Sie zeigt lokale Dichtemaxima (dunkle Bezirke) im mittleren Schaftbereich medial und lateral sowie im distalen dorsalen Bereich. Lokale Dichteminima (helle Bezirke) sind proximal anterior und posterior sowie distal anterior zu finden.

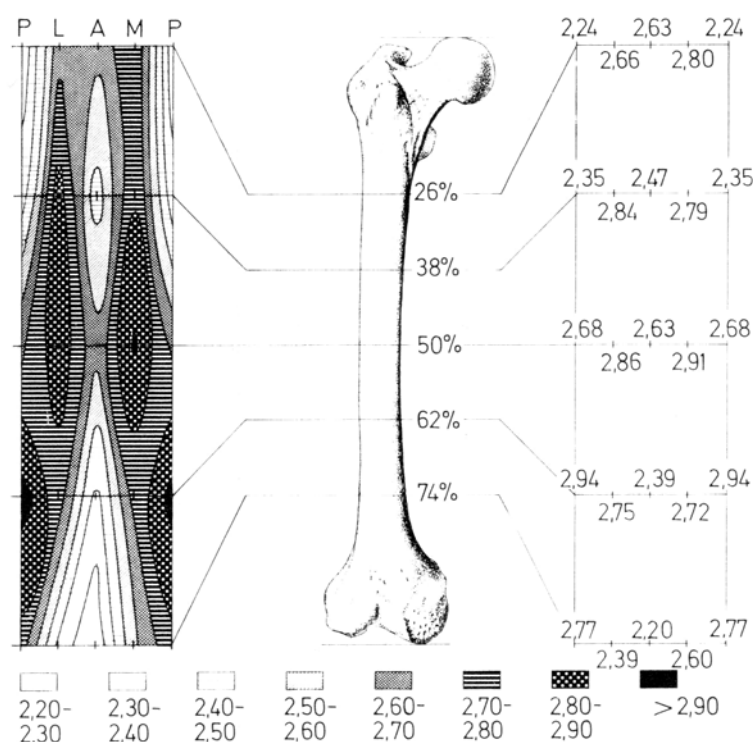


Abbildung 1.10. Dichteverteilung im Femur. Rechts mittlere Dichtewerte in den verschiedenen Positionen (p, l, a, m, p) der Querschnittshöhen 26%, 38%, 50%, 62%, 74%. Links durch lineare Interpolation erstelltes Dichteverteilungsmuster. Aus [AMT 68].

Amtmann und Schmitt kamen aufgrund ihrer Ergebnisse zu dem Schluss, dass die Dichte nicht zufällig, sondern gesetzmäßig verteilt sei, wobei die genaue funktionelle Bedeutung und die Frage nach der Erreichung eines Körpers gleicher Festigkeit jedoch offen gelassen wurde.

In seiner Arbeit aus dem Jahre 1971 [AMT 71] erweiterte Amtmann die Berechnungen und wertete zusätzlich verschiedene Parameter zur Form der Schaftquerschnitte aus. Er bestimmte zu jedem Querschnitt die Kortikalisfläche, den Flächenschwerpunkt, die Flächenträgheitsmomente der Querschnitte I_x , I_y , I_{xy} um die Flächenschwerpunkte, die zugehörigen Trägheitsradien i_x und i_y und die Kompaktadicke anterior, posterior, lateral und medial. Da die Untersuchung dieser Größen auch Gegenstand dieser Arbeit ist, wird auf ihre Bedeutung später noch eingegangen.

Amtmann erhielt dabei u. a. folgende weitere Ergebnisse:

- Mit zunehmendem Alter nimmt die Kortikalisfläche der Querschnitte ab; der Flächenverlust ist nicht streng linear, verläuft aber in den 5 Querschnittshöhen ungefähr parallel.
- Es gibt keine signifikante Korrelation zwischen der Größe der Kortikalisfläche und den Trägheitsradien i_x und i_y . Das bedeutet, dass mit im Alter abnehmender Kortikalisfläche die Trägheitsradien nicht ebenso abnehmen, was mit einem Auseinanderweichen des Kortikalisringes unter Vergrößerung der Markhöhle gedeutet werden kann.

Insgesamt belegte Amtmann mit seiner Arbeit jeden Querschnitt mit mittlerweile 24 Variablen, deren Beziehungen und Abhängigkeiten untereinander untersucht wurden. Er führte dazu eine Faktorenanalyse durch, mit der er die Vielzahl der Abhängigkeiten aller Variablen aufdeckte, indem er sie auf wenige unabhängige Hintergrundvariablen („Faktoren“) zurückführte, die ihrerseits mehrere der Variablen erklären konnten. Die Komplexität des Variablen-systems wurde dadurch handhabbar und interpretierbar [BRO 95, ÜBE 68]. Im späteren Verlauf wird auch mit den in dieser Arbeit ermittelten Daten eine Faktorenanalyse durchgeführt und dabei das Vorgehen noch näher erläutert.

Amtmann ermittelte in seiner Analyse 4 Faktoren, die 65,5% der Gesamtvarianz des Systems erklären konnten.

Der erste Faktor (erklärte 21% der Gesamtvarianz) korrelierte positiv mit den Querschnittsflächen, Kortikalisdicken und der Dichte und Bruchfestigkeit auf den medialen, lateralen und ventralen Schaftseiten. Dieser Faktor wurde interpretiert als Anpassung an die fluktuierende Biegebelastung.

Der zweite Faktor (erklärte 16% der Gesamtvarianz) korrelierte mit dem Geschlecht, der Körpergröße und der Femurlänge sowie der dorsalen Kortikalisdicke (Linea aspera), nicht jedoch mit der Dichte und Bruchfestigkeit. Er wurde interpretiert als geschlechtsspezifischer Faktor, der mit der Muskelstärke auch die Linea aspera beeinflusst.

Der dritte Faktor (erklärte 16% der Gesamtvarianz) korrelierte mit der Dichte und Bruchfestigkeit über den gesamten Querschnitt sowie mit Alter und Geschlecht. Er wurde interpretiert als geschlechts- und damit auch hormonabhängiger Faktor der Kalksalzeinlagerung in den Knochen.

Der vierte Faktor (erklärte 10% der Gesamtvarianz) korrelierte mit dem Trägheitsradius in mediolateraler Richtung sowie mit dem Kompakta-Schwerpunkt-Abstand in mediolateraler Richtung, spiegelte also die Massenverteilung in der Frontalebene wider.

In einer weiteren Arbeit, deren Methoden auch in dieser Arbeit verwendet werden, untersuchte Breul [BRE 85] speziell den Einfluss der Dichteverteilung über den Querschnitt auf die Anpassung an die Biegebelastung. Dabei wurden von 4 rechten Femora im Alter von 64 bis 76 Jahren nach dem bekannten Entnahmeschema je 5 Querschnittscheiben entnommen und röntgenologisch die Dichteverteilung über die Querschnitte gemessen, wobei eine Einteilung in 10 Dichtestufen vorgenommen wurde (s. Abb. 1.11).

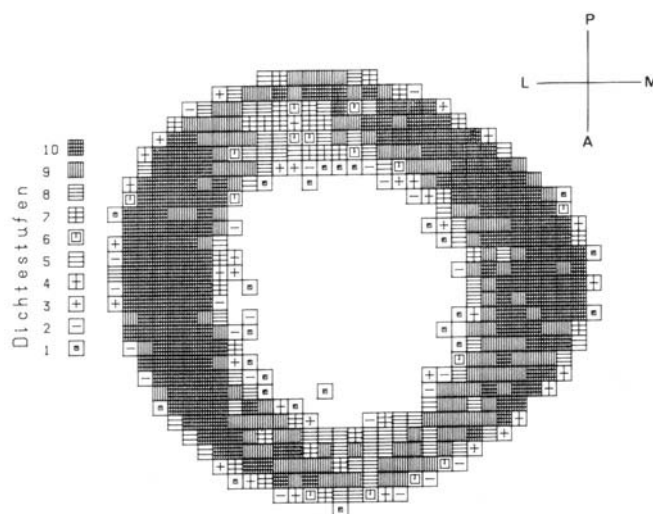


Abbildung 1.11. Röntgenologisch ermittelte Dichteverteilung eines Femurquerschnittes. Einteilung in 10 Dichtestufen. Jedem Flächenelement dA wird ein Dichtewert $\rho(A)$ zugeordnet. Aus [BRE 85].

Aus den ermittelten Dichteprofilen wurden die Schwerpunkte der Querschnitte berechnet. Durch diese wurden im Winkelabstand von 2° Achsen in der gesamten Querschnittebene gelegt und die Trägheitsmomente der Querschnitte um diese Achsen berechnet. Dabei wurden sowohl die Flächenträgheitsmomente berechnet, die allein von der Querschnittsform und nicht von der Dichteverteilung abhängen (die Berechnung erfolgt unter der Annahme der Homogenität, d. h. alle Flächenelemente dA haben den gleichen Dichtewert), als auch die Flächenelemente mit dem lokalen Dichtewert gewichtet (s. Abb. 1.11) und daraus „gewichtete Trägheitsmomente“ bestimmt. Diese Berechnungen sind auch Gegenstand dieser Arbeit und werden später noch ausführlicher erläutert.

In Abb. 1.12 sind die richtungsabhängigen Trägheitsmomente aufgetragen über der Richtung der entsprechenden Achse durch den Querschnittsschwerpunkt. Die Mitte der x-Achse (p) entspricht dabei der ventrodorsalen Achsenrichtung, der linke und rechte Rand der x-Achse (m bzw. l) entsprechen der mediolateralen Richtung.

In Abb. 1.12 oben sind die ungewichteten Flächenträgheitsmomente I_g und in Abb. 1.12 unten die mit der lokalen Dichte gewichteten Trägheitsmomente I_m abgebildet.

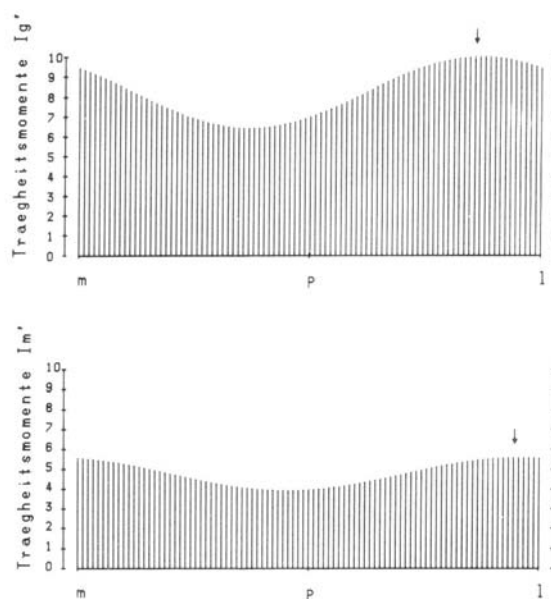


Abbildung 1.12. Größe der Trägheitsmomente der Querschnitte in Abhängigkeit von der zugehörigen Achse in der Femurquerschnittebene. Oben ungewichtete Flächenträgheitsmomente, unten mit der lokalen Dichte gewichtete Trägheitsmomente. Aus [BRE 85].

Aus den Diagrammen wurden die Richtungen der maximalen Trägheitsmomente ermittelt (Pfeile in Abb. 1.12), die den Richtungen entsprechen, in denen die Querschnitte den Biegemomenten den größten Widerstand entgegensetzen können.

Zur Ermittlung der Rolle, die die Dichteverteilung über den Querschnitt bei der Anpassung an die Biegebelastung spielt, wurde dabei insbesondere der Vergleich beider Richtungen im ungewichteten und im mit der lokalen Dichte gewichteten Fall durchgeführt (s. Abb. 1.13).

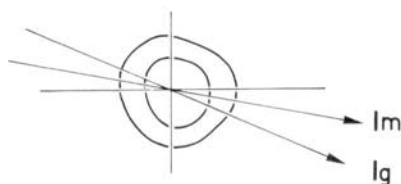


Abbildung 1.13. Lage der Richtungen des maximalen Flächenträgheitsmomentes I_g und des dichtegewichteten Trägheitsmomentes I_m . Aus [BRE 85].

Wesentliche Ergebnisse der Arbeit sind:

- Die Richtungen der ungewichteten und gewichteten Trägheitsmomentenmaxima unterscheiden sich um weniger als 20° . Sie liegen in allen Querschnittshöhen in der Nähe der mediolateralen Richtung.
- Um die Richtungen der maximalen Trägheitsmomente existieren 30° bis 40° breite Sektoren, in denen die benachbarten Momente in ihrem Betrag nur unerheblich vom Maximalwert abweichen.
- Die Minimalwerte der Trägheitsmomente sind in beiden Fällen um bis zu 50% niedriger als die entsprechenden Maxima.

Wegen der geringen Anzahl untersuchter Objekte konnten aber keine statistisch gesicherten Ergebnisse ermittelt werden. So kamen bezüglich der Richtung der Biegeanpassung Niermann [NIE 73] und Matsuda [MAT 84] zu dem abweichenden Ergebnis, dass die Anpassung nur in den drei proximalen Querschnittshöhen in mediolateraler Richtung erfolgt, während sie in den beiden distalen Querschnittshöhen in sagittale Richtung dreht. Die Untersuchung dieser Frage wird auch ein Hauptgegenstand dieser Arbeit sein.

In der jüngeren Vergangenheit wurden nur noch wenige experimentelle Studien durchgeführt, die sich mit der Anpassung von Röhrenknochen an Biegebelastungen unter Berücksichtigung der Dichteverteilung befassten, viel mehr ging man dazu über, weiterführende theoretische Modelle zur funktionellen Anpassung zu entwickeln. Diese seien im folgenden noch aufgeführt, ohne dass an dieser Stelle näher darauf eingegangen werden soll.

Cowin et al. verwendeten in ihrer Theorie der adaptiven Elastizität als Stimulus für den Knochenumbau Dehnungen anstelle der Spannungen [COW 76, HEG 76, COW 78]. Sie stellten mit Hilfe der Kontinuumsmechanik und Thermodynamik ein mathematisches Modell auf, das auch experimentell überprüft wurde [COW 85]. Auch ein Vergleich mit der Pauwelschen Theorie wurde durchgeführt [FIR 81]. Später berücksichtigte Cowin auch die Anisotropie des Knochenmaterials [COW90, COW 91, COW 94].

Fyhrie und Carter stellten eine Theorie der Selbstoptimierung mittels Konstanthaltung der Dehnungsenergiedichte auf [CAR 87, FYH 90, FYH 95, FYH 00].

Huiskes et al. bauten in ihrem Modell des adaptiven Knochenumbaus [HUI 87, WEI92] darauf auf und berechneten einen Bereich um die physiologische Dehnungsenergiedichte, in dem kein Wachstumsstimulus vorhanden war. Das Modell wurde auf die postoperativen Knochenumbauten nach Implantation einer Hüftprothese angewandt.

1.3 Klinische Bedeutung in der Endoprothetik

Die Frage nach der physiologischen Belastung der Röhrenknochen, der daraus resultierenden Spannungsverteilung und den funktionellen Anpassungsvorgängen hat neben der Grundlagenforschung eine klinische Relevanz vor allem in der Endoprothetik. Hierbei ist vor allem das Femur von Interesse, da die Hüftendoprothese bei weitem am häufigsten vorkommt.

Seit der Entwicklung der ersten Prothesen in den 30er Jahren wurden verschiedenartige Methoden der Prothesenimplantierung im Femurschaft verwendet. Trotzdem ist die Problematik der Mechanik der bestmöglichen Prothesenverankerung im Knochengewebe bis heute aktuell. Denn jede Prothese verursacht im umgebenden Knochen eine von der physiologischen Situation z. T. deutlich abweichende Spannungsverteilung und somit nach der oben dargestellten

Theorie der funktionellen Anpassung auch abweichende Knochenanbau- und -resorptionsvorgänge, die die langfristige Stabilität der Prothese im Schaft beeinflussen.

Im folgenden wird dies anhand einiger Beispiele näher erläutert.

Das grundsätzliche Problem besteht darin, dass die üblicherweise über den Femurhals auf die Diaphyse übertragene Körpergewichtskraft durch die Prothese auf die Schaftinnenseite verlagert wird, was zu einer unphysiologischen Belastung führt. Dabei wird je nach Prothesentyp das proximale Femur verschieden stark entlastet, was zu einer Knochenresorption führen kann. Demgegenüber kann es am Prothesenende zu Spannungsspitzen mit einer resultierenden Hypertrophie [SEN 93] kommen.

In Abb. 1.14 sind Formen verschiedener Verankerungskonzepte der Prothesen in den Femurdiaphysen abgebildet.

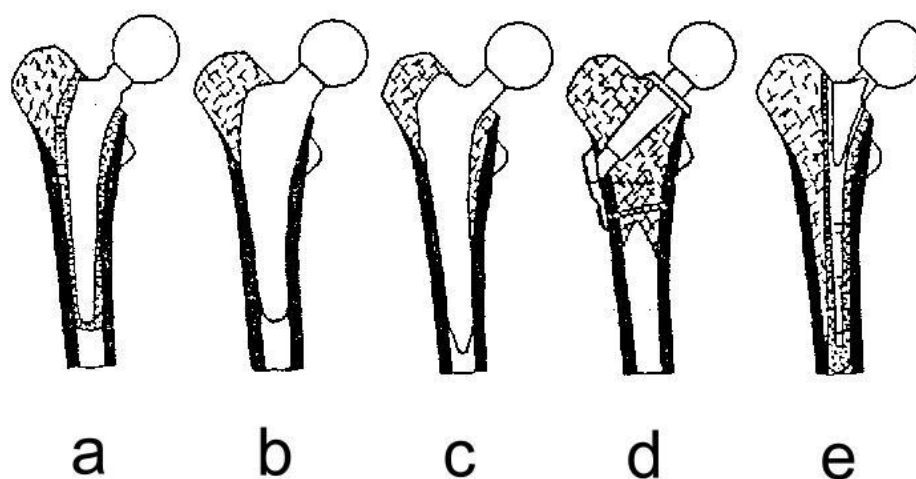


Abbildung 1.14. Beispiele verschiedenartig verankerter Hüftendoprothesen:

a) zementierte Prothese, b) anatomisch geformte Prothese, c) verkeilte Prothese, d) Druckplattenprothese, e) Gleitlagerprothese

Abb. 1.14 a) und b) zeigen 2 Beispiele einer gleichmäßigen Verankerung des gesamten Prothesenschaftes mit dem Ziel, die Körpergewichtskraft großflächig und möglichst ohne Spannungsspitzen auf das Femur zu übertragen. In Abb. 1.14 a) wird dies erreicht durch Auffüllung des Zwischenraumes zwischen Femur und Prothese mit Zement, in Abb. 1.14 b) ist eine mithilfe CT-gesteuerter Vermessung anatomisch individuell angepasste Prothese dargestellt. In der Gruppe der anatomisch angepassten Prothesen wurden bereits Überlegungen angestellt, mittels Verwölbungen die sich mit der Schafthöhe verändernde Biegerichtung der Diaphyse annähernd nachzuempfinden [GRA 95].

Abb. 1.14 c) zeigt einen keilförmig in den Markraum eingesetzten Prothesenschaft („press fit“). Daraus resultiert eine radial nach außen gerichtete Druckbelastung des Femurschaftes, die zum Teil die fehlende axiale Belastung der proximalen Femurdiaphyse kompensiert und somit die Gefahr einer proximalen Knochenatrophie infolge Minderbeanspruchung reduzieren soll [MOR 91].

Die in Abb. 1.14 d) und e) dargestellten Prothesen sind Beispiele einer proximalen Verankerung, mit der das Körpergewicht möglichst vollständig auf den Femurhals übertragen wird, wodurch die axiale Entlastung vermieden wird. Dies kann z. B. erreicht werden durch eine Druckplatte (Abb. 1.14 d)), wobei hier die Prothese mit einem Bolzen fixiert wird, der am lateralen Femurrand verschraubt wird.

Die Gleitlagerprothese in Abb. 1.14 e) hat eine Kunststoffummantelung, die im Knochen kontinuierlich verankert ist, während zwischen ihrem Metallschaft und dem Kunststoffmantel distal eine Gleitlagerung und somit eine proximale Krafteinleitung in das Femur besteht [HAS 88, MOR 91, WIT 88].

Dies waren nur einige von den bisher erprobten Konzepten zur optimalen Prothesenverankerung im Femurschaft. Die Frage nach der Prothese mit der günstigsten Kraftübertragung ist noch nicht geklärt und wird z. T. kontrovers diskutiert (z. B. [SCH 90, WIT 88, ROH 87, HUI 86]).

1.4 Ziele der Arbeit

Ausgehend von den Erkenntnissen der in 1.2. vorgestellten, bisher durchgeführten Studien sollen in dieser Arbeit mit einer neuen Studie weitere Erkenntnisse über die funktionelle Anpassung des menschlichen Femurs an Biegebelastungen gewonnen werden. Dabei wird vor allem Wert gelegt auf statistisch gesicherte Ergebnisse. Deshalb wird mit einer großen Stichprobe gearbeitet, es werden 60 rechte Femora verwendet, aus denen nach dem gebräuchlichen Entnahmeschema (s.o.) je 5 Querschnitte entnommen werden. Im Gegensatz zu den bisherigen Studien wird dabei das komplette Altersspektrum bei beiden Geschlechtern abgedeckt, um genauere Aussagen zur Alters- und Geschlechtsabhängigkeit machen zu können. Auf den Altersgang bei beiden Geschlechtern wird insbesondere im Hinblick auf eine mögliche Verwertbarkeit der Ergebnisse in der Hüftendoprothetik Wert gelegt.

Entsprechend der Studie von Breul [BRE 85] werden zu den Querschnitten ihre Schwerpunkte und die Größe der Trägheitsmomente bezüglich aller Richtungen in der Querschnittebene berechnet und zwar ebenfalls sowohl die Flächenträgheitsmomente, als auch die mit der lokalen Dichte gewichteten Trägheitsmomente (Kap. 3.2). Hieraus werden die Richtungen der Trägheitsmomentenmaxima bestimmt als die Richtungen, in denen die optimale Biegeanpassung besteht. Durch die Größe der Stichprobe können jetzt statistische Aussagen über die Abhängigkeit dieser Anpassungsrichtungen von der Querschnittshöhe, dem Alter und dem CCD-Winkel getroffen werden. Diese Ergebnisse sind bedeutsam für die bestmögliche Einpassung von Prothesen in die Femurschäfte.

Durch einen Vergleich der Richtungen im ungewichteten und im gewichteten Fall kann ein möglicher Einfluss der Dichteverteilung über den Querschnitt ermittelt werden.

Aus den in der Studie von Breul berechneten Diagrammen der Trägheitsmomente über der Richtung werden aus dem Verhältnis minimales Trägheitsmoment zu maximales Trägheitsmoment Trägheitsellipsen berechnet, deren numerische Exzentrizitäten Maße für die Schärfe der Anpassung sind (Kap. 3.3). Auch hier erfolgt eine statistische Auswertung der Abhängigkeit von der Querschnittshöhe, dem Alter und Geschlecht. Durch Differenzbildung der numerischen Exzentrizitäten für den ungewichteten sowie den dichtegewichteten Fall wird wiederum der Anteil der Dichteverteilung an der Anpassung untersucht.

Ein weiteres Maß für die Inhomogenität der Dichte über den Querschnitt ist der Abstand von Massen- und Flächenschwerpunkt, der in Kap. 3.4 in Abhängigkeit von Querschnittshöhe, Alter und Geschlecht untersucht wird.

In Kap. 3.5 bis 3.9 wird noch einmal auf die Anpassung der Querschnitte durch ihre Form allein eingegangen. Es werden die Flächen der Kortikalis und der Markhöhlen, die Kortikalisdicken und die Trägheitsradien berechnet und die Abhängigkeit von Querschnittshöhe, Alter und Geschlecht untersucht.

Zusammenfassend werden analog zur Arbeit von Amtmann alle gemessenen und errechneten Größen in einer Faktorenanalyse verarbeitet, in der gemeinsame Hintergrundgrößen des Variablen systems gesucht werden (Kap. 4). Auf diese Weise werden verschiedene, voneinander getrennt zu betrachtende Parameter der funktionellen Anpassung an Biegebelastungen identifiziert.

2 Material und Methode

2.1 Materialsammlung

Es werden insgesamt 60 rechte Femora untersucht, wobei 35 von männlichen und 25 von weiblichen Leichen stammen. Um Aussagen über Altersabhängigkeiten treffen zu können, wird dabei ein kontinuierliches Spektrum erzeugt, das den Altersbereich von 17 bis 92 Jahren abdeckt.

Für die statistische Auswertung der erhaltenen Messergebnisse werden von jeder Leiche das Alter, das Geschlecht, die Körpergröße, das Körpergewicht und die Beinlänge aufgenommen. Letztere wird bestimmt als der Abstand zwischen Trochanter major und Malleolus lateralis.

2.2 Bearbeitung der Femora

Ziel der Femurbearbeitung ist die Gewinnung von 5 Querschnittscheiben der Dicke 2 mm in definierten Querschnittshöhen jedes Femurschaftes. Dazu durchläuft jedes Femur folgende Prozedur:

- 1-wöchige Fixierung in einer Formolalkohollösung nach Schaffer (1 Teil Formaldehydlösung 37 Vol.% mit 3 Teilen Ethanol 96 Vol.% mit Petroläther)
- Das Femur wird mechanisch gesäubert und das Periost entfernt.
- Messung der Femurlänge: Hierbei wird die größte Länge des Femurs bestimmt, die sich von der Länge des Femurs in natürlicher Stellung unterscheidet (s. Abb. 2.1).
- Messung des Femurgewichtes
- Messung der Condylenbreite
- Markierung des Femurs vom proximalen Ende aus bei 26%, 38%, 50%, 62% und 74% der gemessenen Femurlänge (s. Abb. 2.1) für die spätere Entnahme der Querschnittscheiben.
- Kennzeichnung der Hauptrichtungen anterior, posterior, medial, lateral.
- Anfertigung einer Röntgenaufnahme des proximalen Femurbereiches zur späteren Bestimmung des CCD-Winkels (s. Abb. 2.2).
- Die Femurdiaphyse wird zwischen den 5 markierten Querschnittshöhen mit einer Bandsäge zerteilt.
- Die so erhaltenen Schaftstücke des Femurs werden in eine Diamantdrahtsäge eingespannt (Präzisionsdrahtsäge, Fa. Well, Modell 3241-3, Serie 8333). An der markierten Querschnittshöhe wird dann eine 2 mm dicke Scheibe herausgetrennt. Die Scheibendicke lässt sich präzise mit einer Mikrometerschraube einstellen.

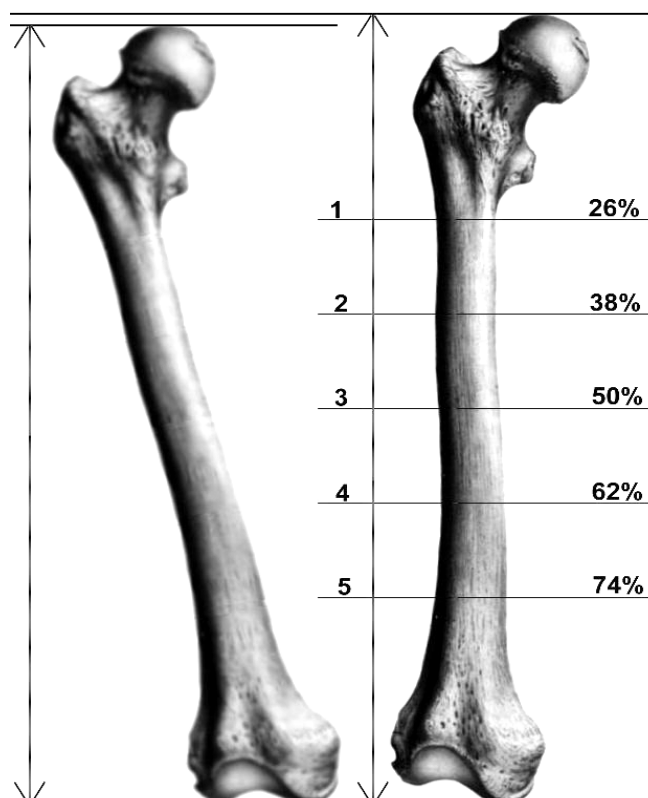


Abbildung 2.1. Unterschied zwischen der Femurlänge in natürlicher Stellung (links) und der größten Länge (rechts). Markierte Querschnittshöhen in Prozent der Femurlänge.

2.3 Bestimmung des Caput-Collum-Diaphysen-Winkels (CCD-Winkel)

Mit der Röntgenaufnahme des proximalen Femurbereiches wird der reelle CCD-Winkel konstruiert. Dieser unterscheidet sich vom in vivo bestimmbaren projizierten CCD-Winkel durch die Verdrehung der Schenkelhalsachse in die Bildebene. Physiologischerweise ist die Schenkelhalsebene um den Antetorsionswinkel aus der Femurkondylenebene herausgedreht, so dass sich auf normalen a.-p.-Aufnahmen nur eine Projektion des CCD-Winkels messen lässt, die größer ist als der reelle Winkel.

Der Konstruktionsvorgang wird in Abb. 2.2 verdeutlicht. Der CCD-Winkel ergibt sich als Schnittwinkel der Schenkelhalsachse (CA) mit der Femurdiaphysenachse (D).

Zur Bestimmung der Schenkelhalsachse wird zunächst das Femurkopffzentrum bestimmt, indem der Femurkopf durch einen Kreis angenähert wird, dessen Mittelpunkt dann das Kopffzentrum bildet. Danach wird ein Kreisbogen um das Kopffzentrum geschlagen, der den tiefsten Punkt der äußeren Halskontur schneidet, und gegen die innere Halskontur weitergeführt. Die Mitte dieses Bogenabschnittes ergibt die Schenkelhalsmitte, deren Verbindungslinie mit dem Femurkopffzentrum dann die Schenkelhalsachse festlegt. Die Femurdiaphysenachse ergibt sich als Mittellinie zwischen den Randkonturen der Diaphyse.

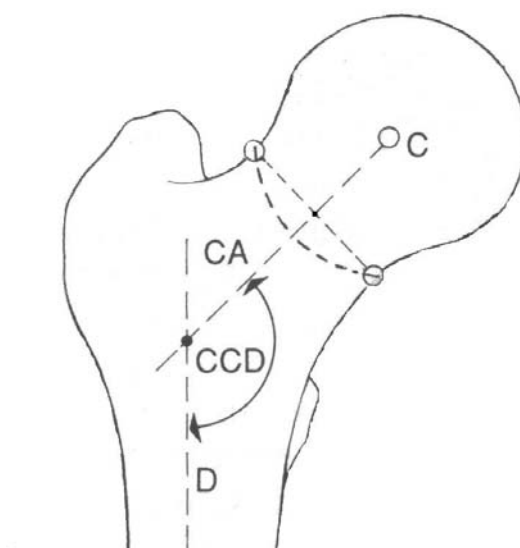


Abbildung 2.2. Konstruktion des reellen CCD-Winkels.

2.4 Anfertigung von Röntgenaufnahmen

Zur Ermittlung der Dichteverteilung über die Femurquerschnitte werden von diesen Röntgenbilder (Agfa Stucturix D7 DW ETE 18 X 24 cm Röntgenfilme) angefertigt. Hierzu steht die Röntgenanlage Hewlett Packard Faxitron X-Ray System 43855 B zur Verfügung. Die Belichtung der Filme erfolgt mit einer Röhrenspannung von 40 kV und einer Belichtungszeit von 60 Sekunden. Auf einem Röntgenfilm werden die 5 Querschnitte von 3 Femora aufgenommen. Dabei werden die Querschnittscheiben so auf den Film gelegt, dass sie auf dem Bild von proximal aus zu sehen sind und anterior auf dem Bild oben, posterior unten, medial links und lateral rechts ist (siehe Abb. 2.3). Zusätzlich wird auf jedem Röntgenfilm zur Standardisierung der Aufnahmen ein Aluminiumkeil als Referenz mitgeröntgt, der stufenlos Aluminiumdicken zwischen 0,11 mm und 4,0 mm enthält. Durch ihn kann bei der nachfolgenden Dichteprofilbestimmung der Femurquerschnitte durch Vergleich der Schwärzungsgrade der Bildpunkte der Querschnitte mit denen des Aluminiumkeiles den Knochendichtewerten ein absoluter Wert in Einheiten „Aluminiumdicke“ zugeordnet werden. Details und Fehlerquellen zu dieser Dichtekalibrierung finden sich in [SCH 68] und [BRE 85].

Für die Entwicklung der Röntgenfilme werden der Röntgenentwickler Agfa G150 und der Fixierer Agfa G350 verwendet.

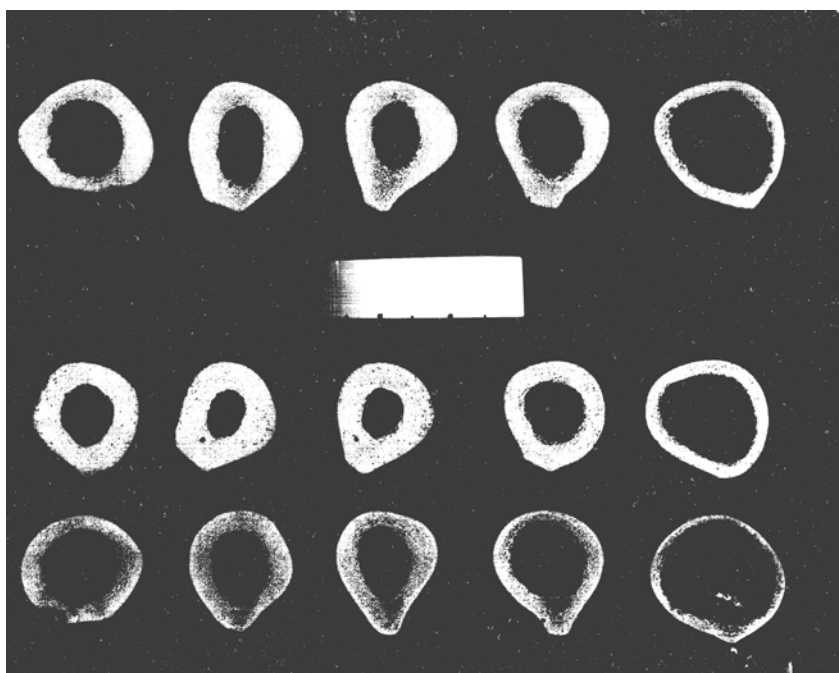


Abbildung 2.3. Röntgenaufnahme der 5 Femurquerschnittscheiben der Femora 37 (obere Reihe), 38 (mittlere Reihe), 39 (untere Reihe). Von links nach rechts sind die Scheiben nach ihrer Querschnittshöhe angeordnet: 26%, 38%, 50%, 62%, 74%. Betrachtungsrichtung von proximal. Oben = anterior, unten = posterior, links = medial, rechts = lateral. Nähere Informationen zu diesen Femora finden sich in Tabelle 1. Zusätzlich ist der Aluminiumkeil zu sehen. Um das Röntgenbild auf Papier sichtbar zu machen, wurde ein sehr starker Kontrast gewählt, so dass die Dichteabstufung des Keiles hier nicht zur Geltung kommt.

2.5 Digitalisierung der Röntgenaufnahmen

Die Röntgenbilder werden anschließend mit einer CCD-Kamera (Sony CCD Video Camera, Modell AVC-D/CE) digitalisiert und können danach morphometrisch ausgewertet werden. Hierzu wird auf einem Macintosh Quadra 700 jeder Femurquerschnitt sowie der jeweilige Aluminiumkeil jedes Röntgenbildes unter Verwendung einer Bildbearbeitungssoftware (Adobe Photoshop, Macintosh-Version 2.5) einzeln eingelesen. Ein Beispiel eines solchen digitalisierten Bildes findet sich in Abb. 2.4.

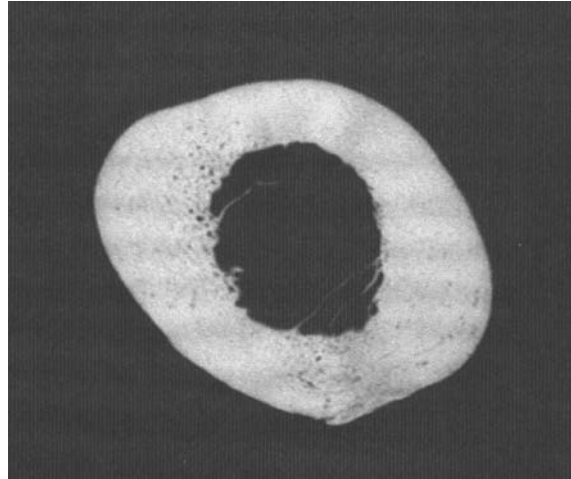


Abbildung 2.4. Digitalisiertes Röntgenbild des Femur 18, Querschnittshöhe 26%.

2.6 Densitometrische Auswertung

Mit Hilfe eines Densitometrieprogrammes (Dichteverteilungsprogramm Rainer Breul ©1992) werden den Helligkeitsstufen der Bildpunkte auf dem digitalisierten Bild Dichtewerte zugeordnet. Dabei wird zunächst der Aluminiumkeil des Bildes eingelesen, seine Bildpunkte in 15 Helligkeitsstufen unterteilt und jeder Helligkeitsstufe zur Veranschaulichung eine Farbe zugeordnet (siehe Abb. 2.5). Der mit solchen Pseudofarben belegte Aluminiumkeil aus Abb. 2.3 ist in Abb. 2.6 zu sehen.

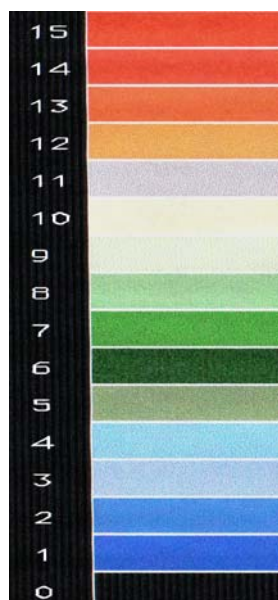


Abbildung 2.5. Spektrum zur Belegung der Dichtestufen mit Farben. 15=höchste vorkommende Dichtestufe, 0=Bildhintergrund.

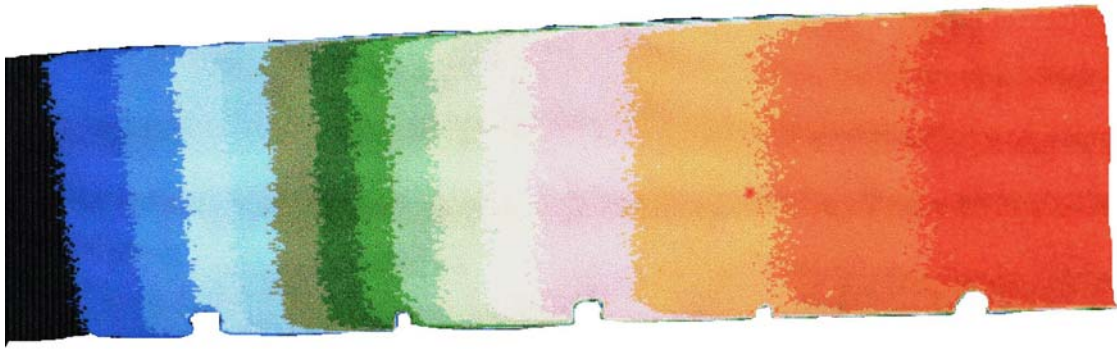


Abbildung 2.6. Mit Pseudofarben belegtes, vergrößertes, digitalisiertes Bild des Aluminiumkeiles aus Abb. 2.3. Rechts ist die dickste Stelle des Keiles (4 mm), die Einkerbungen am unteren Rand sind an Stellen der Keildicke 3,5mm, 3mm, 2,5mm, 2mm, 1,5mm, 1mm.

Anschließend wird auf die gleiche Weise jede der 300 Querschnittscheiben densitometriert und mit Pseudofarben belegt.

In den Abbildungen 2.8 a – e, 2.9 a – e, 2.10 a – e sind die auf diese Weise erzeugten Bilder der Querschnitte der Femora 18, 3 und 45 zu sehen.

Anhand der Querschnittsformen wird die Lage der Flächenschwerpunkte S_F der Querschnitte berechnet:

$$(X_{S_F}, Y_{S_F}) = \frac{\sum_{ij} (x_i, y_j) \cdot dA}{\sum_{ij} dA}$$

(dA = Fläche der Bildpunkte; $\sum dA$ = Querschnittsfläche; i/j = Position der Bildpunkte entlang der x-/y-Achse)

Zur Berechnung des Flächenschwerpunktes wird dabei nur die Querschnittsform berücksichtigt, nicht aber die Dichteverteilung (Annahme der Homogenität).

Analog wird jeder Bildpunkt (x_i, y_j) dann mit seinem lokalen Dichtewert ρ_{ij} gewichtet, wodurch sich der Massenschwerpunkt S_M errechnen lässt ($\rho dA = dm$):

$$(X_{S_M}, Y_{S_M}) = \frac{\sum_{ij} (x_i, y_j) \cdot \rho_{ij} \cdot dA}{\sum_{ij} \rho_{ij} \cdot dA} = \frac{\sum_{ij} (x_i, y_j) \cdot dm_{ij}}{\sum_{ij} dm_{ij}}$$

Danach werden analog zu [BRE 85] in der Querschnittebene in alle Richtungen Geraden durch die Schwerpunkte gelegt und die Trägheitsmomente der Querschnitte bezüglich dieser Geraden berechnet. Dabei werden wiederum unter der Annahme der Homogenität bezüglich der Geraden durch den Flächenschwerpunkt S_F die Flächenträgheitsmomente I_F bestimmt sowie durch Gewichtung der Bildpunkte (x_i, y_j) mit der lokalen Dichte ρ_{ij} die Massenträgheitsmomente I_M . Die Trägheitsmomente werden für alle Richtungen in der Querschnittebene berechnet.

$$I_F = \sum_{ij} r_{ij}^2 \cdot dA$$

$$I_M = \sum_{ij} r_{ij}^2 \cdot \rho_{ij} \cdot dA = \sum_{ij} r_{ij}^2 \cdot dm_{ij}$$

(r_{ij} = kartesischer Abstand des Bildpunktes (x_i, y_j) von der jeweiligen Gerade in der Querschnittebene)

Es existieren zwei zueinander senkrecht stehende Achsen in der Querschnittebene (Hauptträgheitsachsen), bezüglich derer das Querschnittsträgheitsmoment ein Maximum bzw. Minimum annimmt. Dies ist für jeden beliebig geformten zweidimensionalen Körper stets erfüllt, was unten noch näher erläutert wird.

Senkrecht zur Hauptträgheitsachse des maximalen Trägheitsmomentes (also in Richtung der Hauptträgheitsachse des minimalen Trägheitsmomentes) kann der Querschnitt einem Biegemoment den größten Widerstand entgegensetzen. Diese optimale Richtung der Biegeanpassung, deren Analyse ein Hauptbestandteil dieser Arbeit ist, wird im folgenden mit „Richtung des maximalen Trägheitsmomentes“ bezeichnet.

Abb. 2.7 verdeutlicht die Lage der beschriebenen Achsen.

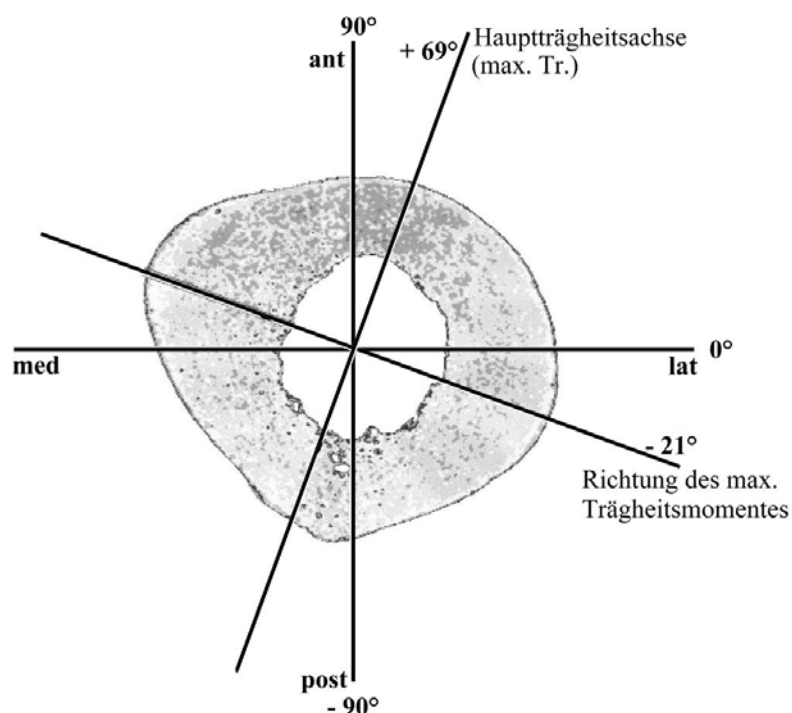


Abbildung 2.7. Lage der Hauptträgheitsachse des maximalen Trägheitsmomentes und der Richtung des maximalen Trägheitsmomentes senkrecht dazu am Beispiel des Femur 18, Querschnittshöhe 38%. Der Ursprung des Koordinatensystems liegt im Querschnittsschwerpunkt.

Die Berechnung der Trägheitsmomente sowie der Richtungen der maximalen Trägheitsmomente wird für alle Querschnitte mit und ohne Berücksichtigung der Dichteverteilung durchgeführt, um über auftretende Differenzen zwischen beiden Fällen Informationen über die Rolle der Dichteverteilung bei der Anpassung an Biegebelastungen zu gewinnen. In den Abb. 2.8 bis 2.10 sind der Flächenschwerpunkt und die Richtungen der maximalen Flächenträgheitsmomente rot eingezeichnet, der Massenschwerpunkt und die Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente sind grün dargestellt.

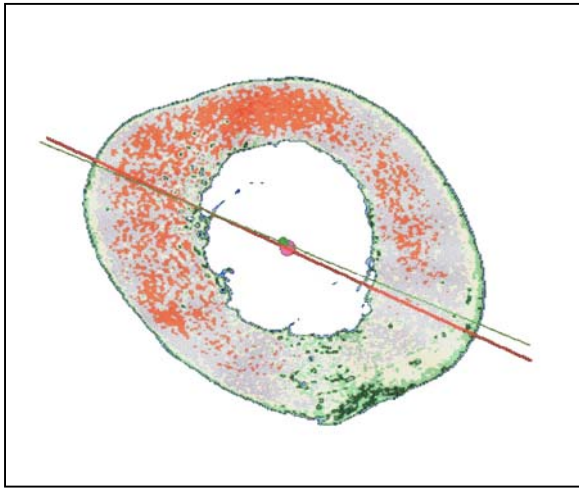


Abb. 2.8a. Femur 18, Querschnittshöhe 26%;
49-jähriger Mann; vgl. Abb. 2.7

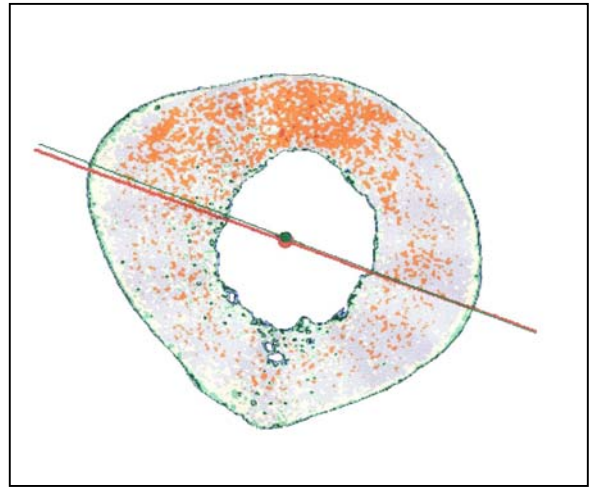


Abb. 2.8b. Femur 18, Querschnittshöhe 38%

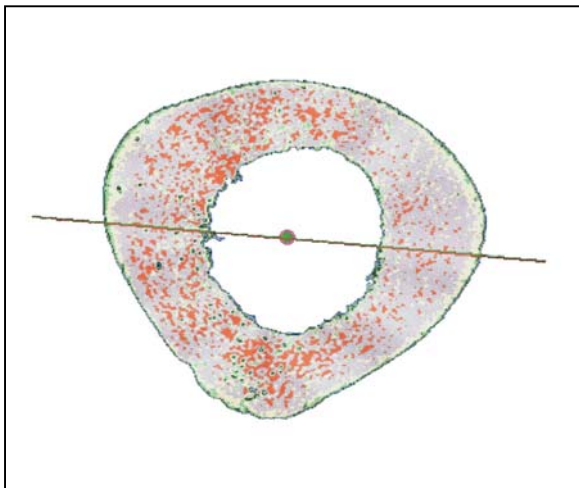


Abb. 2.8c. Femur 18, Querschnittshöhe 50%

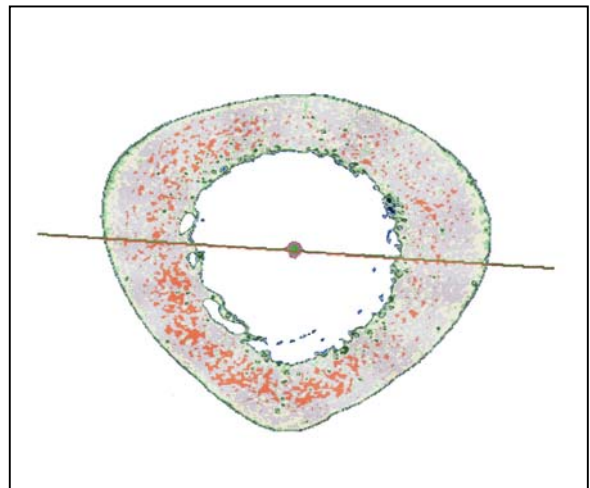


Abb. 2.8d. Femur 18, Querschnittshöhe 62%

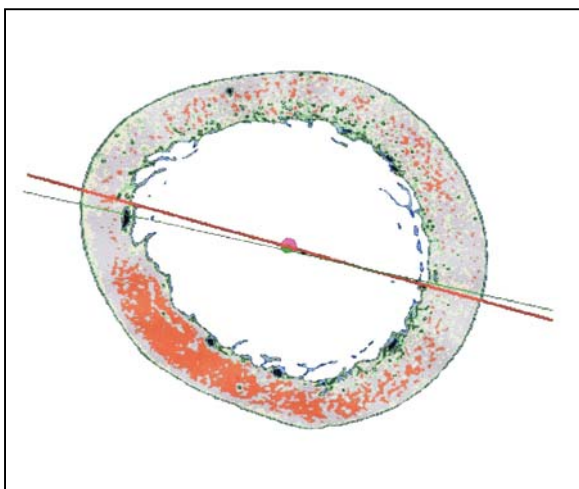


Abb. 2.8e. Femur 18, Querschnittshöhe 74%

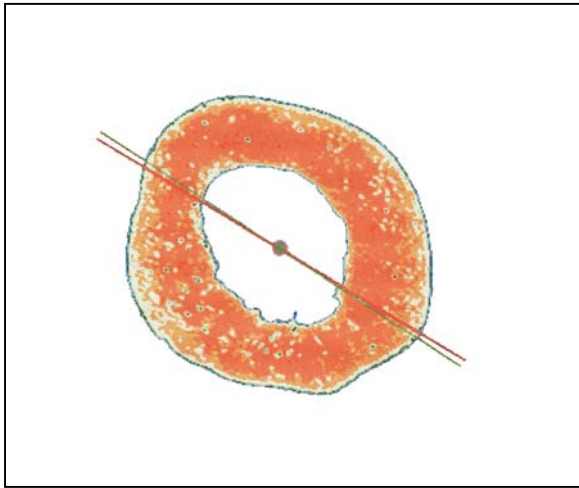


Abb. 2.9a. Femur 3, Querschnittshöhe 26%,
17-jährige Frau

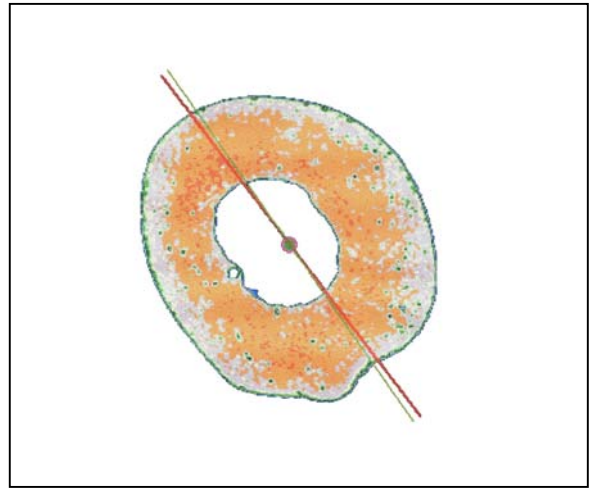


Abb. 2.9b. Femur 3, Querschnittshöhe 38%

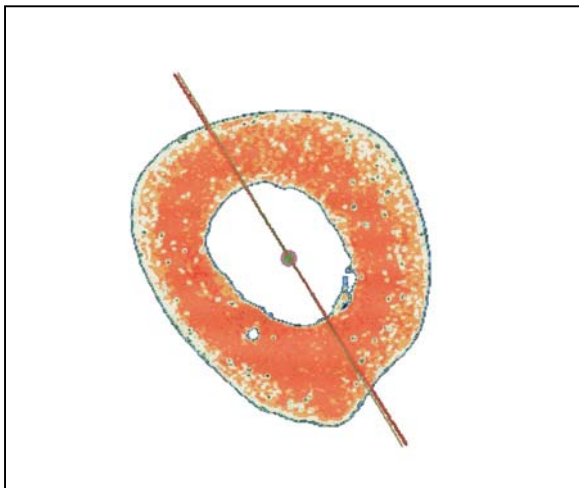


Abb. 2.9c. Femur 3, Querschnittshöhe 50%

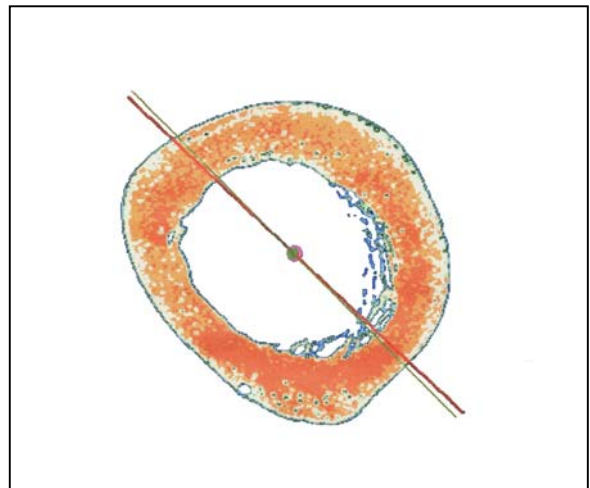


Abb. 2.9d. Femur 3, Querschnittshöhe 62%

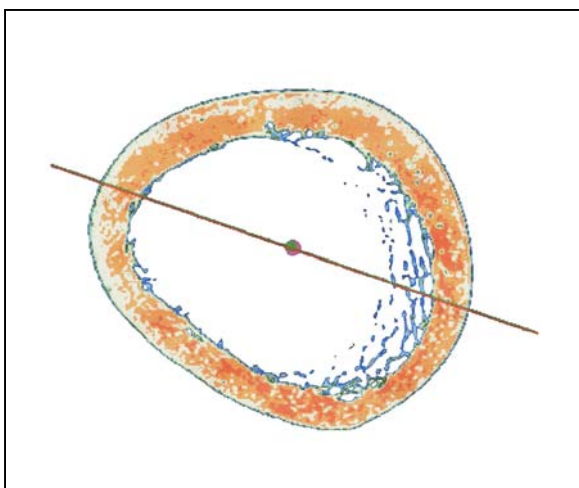


Abb. 2.9e. Femur 3, Querschnittshöhe 74%

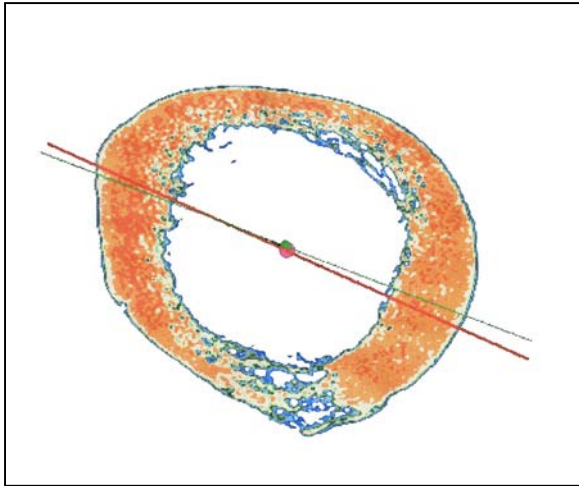


Abb. 2.10a. Femur 45, Querschnittshöhe 26%,
85-jährige Frau

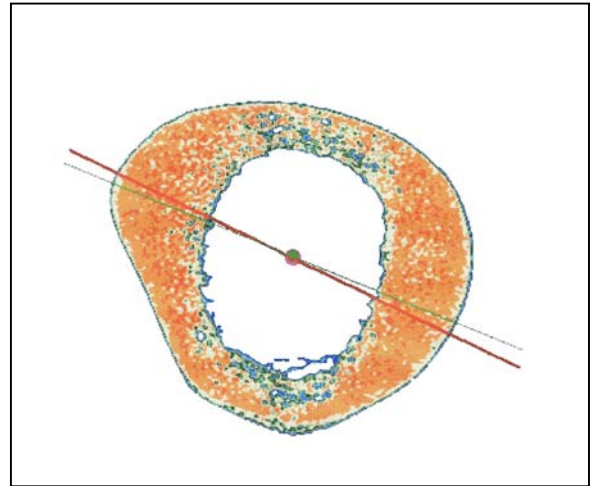


Abb. 2.10b. Femur 45, Querschnittshöhe 38%

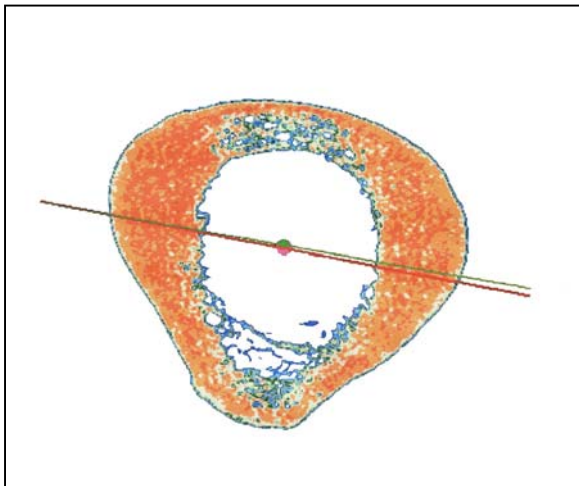


Abb. 2.10c. Femur 45, Querschnittshöhe 50%

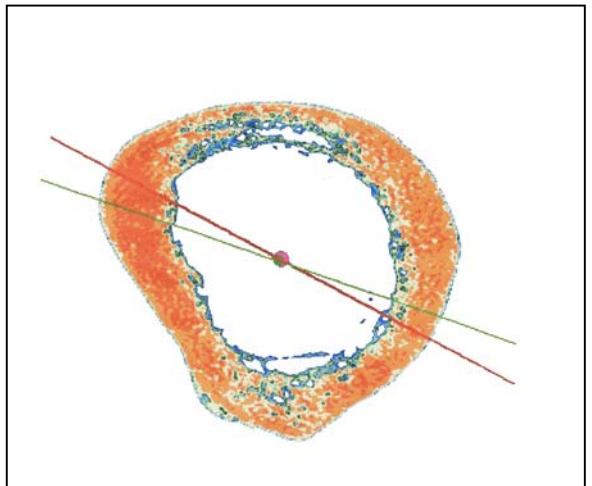


Abb. 2.10d. Femur 45, Querschnittshöhe 62%

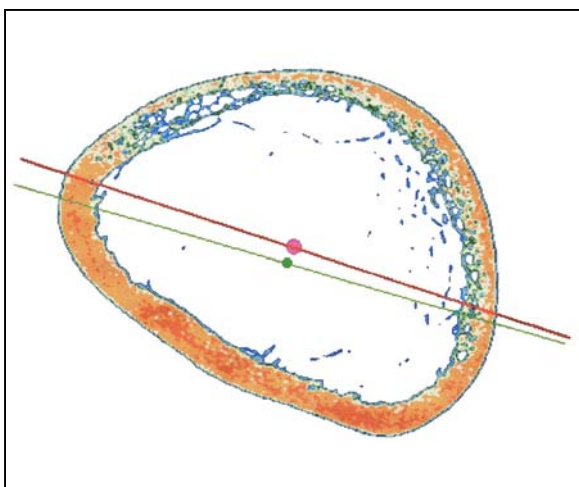


Abb. 2.10e. Femur 45, Querschnittshöhe 74%

Die Untersuchung der berechneten Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente erfolgt in Kap. 3.2 und beinhaltet die statistische Auswertung der Abhängigkeiten dieser Richtungen der optimalen Biegeanpassung von den Querschnittshöhen, dem Alter und dem CCD-Winkel. In Kap. 1 wurde bereits auf die praktische Bedeutung dieser Ergebnisse hingewiesen: Die Abhängigkeit der Richtung der größten Biegebelastung von der Schafthöhe kann Erkenntnisse liefern, auf welche Weise eine Hüftendoprothese im Femurschaft verankert werden muss, um postoperativ eine möglichst physiologische Spannungsverteilung in der Diaphyse zu erreichen. Die Veränderung der Richtungen mit dem Alter sind dabei auch im Hinblick auf die Prothesenhaltbarkeit von Interesse.

Ebenso wird ein Vergleich der Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente durchgeführt und so die Rolle der Dichteverteilung über den Querschnitt bei der Biegeanpassung untersucht.

Neben den Richtungen der Trägheitsmomentenmaxima ist auch die Größe der Trägheitsmomente in allen anderen Richtungen in der Querschnittebene von Interesse. In Abb. 2.11 ist der Betrag der Trägheitsmomente in Abhängigkeit von der Richtung am Beispiel des Femur 45, Querschnittshöhe 50% aufgetragen. Die Maxima liegen bei -11° (max. Flächenträgheitsmoment) bzw. -10° (max. Massenträgheitsmoment) (siehe auch Abb. 2.10c), die Minima senkrecht dazu ($+79^\circ$ bzw. $+80^\circ$). Zu beachten ist, dass die Richtungsangabe hier nicht die Achse wiedergibt, bezüglich derer das Trägheitsmoment berechnet wurde, sondern die senkrecht hierzu stehende Achse, so dass die Richtung des Maximums in der Grafik tatsächlich die Richtung der optimalen Biegeanpassung wiedergibt und die Trägheitsmomente in den anderen Richtungen ein Maß für den Widerstand des Querschnittes gegen Biegung in diesen Richtungen darstellen.

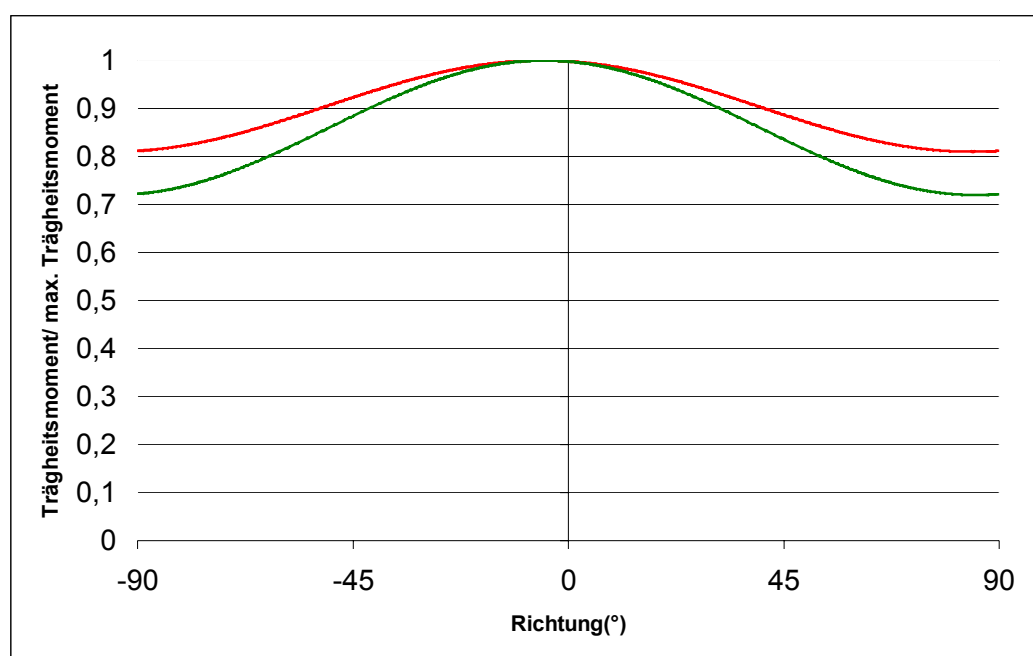


Abbildung 2.11. Flächenträgheitsmoment (rot) und Massenträgheitsmoment (grün) in der Femurquerschnittebene in Abhängigkeit von der Richtung am Beispiel von Femur 45, Querschnittshöhe 50%. Die y-Achse ist auf das maximale Trägheitsmoment (entspricht 1) kalibriert, so dass die Trägheitsmomente als Bruchteil der Maxima abgelesen werden können.

Die Form dieser an Sinuskurven erinnernden Graphen ist für alle Querschnitte gleich, was folgenden mathematischen Hintergrund hat:

Wie oben erwähnt, stehen die beiden Hauptträgheitsachsen und damit auch die beiden Richtungen der Trägheitsmomentenmaxima bzw. -minima senkrecht aufeinander. Trägt man ausgehend vom Schwerpunkt S in die Richtungen in der Querschnittebene Strecken ab, die dem Kehrwert der Quadratwurzel des jeweiligen Trägheitsmomentes ($I^{1/2}$) bzgl. dieser Richtung entsprechen, so erhält man stets eine Ellipse um S , die sogenannte Trägheitsellipse. Dabei liegen die beiden Hauptachsen der Ellipse in der Richtung der beiden Hauptträgheitsachsen und haben die Länge $I_{max}^{-1/2}$ bzw. $I_{min}^{-1/2}$.

Dementsprechend ist auch die Kurvenform der Graphen stets gleich, lediglich die Lage der maximalen und minimalen Trägheitsmomente ist verschieden (je nach Orientierung der Ellipse in der Querschnittebene), und das Verhältnis von minimalem zu maximalem Trägheitsmoment variiert.

Dieses Verhältnis hat insofern Bedeutung, als es die Exzentrizität der Trägheitsellipse bestimmt, d. h. wie länglich diese geformt ist. Dadurch wird auch die Breite des Sektors um die Richtung des maximalen Trägheitsmomentes bestimmt, innerhalb dessen das Trägheitsmoment nur geringfügig vom Maximum abweicht (siehe [BRE 85]). Je exzentrischer die Ellipse ist, desto schmaler ist dieser Sektor bzw. desto schärfer ist die Anpassung des Querschnittes an die Richtung der Biegebeanspruchung.

Als Maß für diese Anpassungsschärfe werden die numerischen Exzentrizitäten ε der Trägheitsellipsen berechnet. Diese berechnen sich aus dem Verhältnis I_{min}/I_{max} zu:

$$\varepsilon = \sqrt{1 - \frac{b^2}{a^2}} = \sqrt{1 - \left(\frac{I_{max}^{-1/2}}{I_{min}^{-1/2}} \right)^2} = \sqrt{1 - \frac{I_{min}}{I_{max}}}$$

(a, b : Ellipsenhauptachsen)

Die Auswertung der numerischen Exzentrizität in ihrer Abhängigkeit von Querschnittshöhe, Alter und Geschlecht erfolgt in Kap. 3.3.

Darüber hinaus werden die getrennt berechneten numerischen Exzentrizitäten der Trägheitsellipsen für die Flächenträgheitsmomente und die dichtegewichteten Massenträgheitsmomente verglichen. Durch Differenzbildung der numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen $\varepsilon_F - \varepsilon_M$ wird ermittelt, ob die Dichteverteilung einen Beitrag zur Schärfe der Anpassung an die Richtung der Biegebelastung leistet. Wäre z. B. ε_M für einen Querschnitt größer als ε_F , so würde dies bedeuten, dass durch Berücksichtigung der Dichteverteilung das maximale Trägheitsmoment im Vergleich zum minimalen noch stärker wachsen würde (in Abb. 2.11 ist dies an der größeren Amplitude der grünen Kurve im Vergleich zur roten Kurve zu sehen) bzw. im Bereich der Biegebelastung eine erhöhte Kalksalzdichte herrschen würde. Die Größe der Differenz kann auch als Maß für die Dichteinhomogenität aufgefasst werden.

Die Differenzen $\varepsilon_F - \varepsilon_M$ werden ebenso in Kap. 3.3 ausgewertet.

Eine andere Möglichkeit, das Ausmaß der Dichteinhomogenität über den Querschnitt zu bestimmen, ist, die relative Lage von Flächen- und Massenschwerpunkt zu bestimmen. Letzterer liegt gegenüber ersterem in die Richtung höherer Dichte verschoben. Betrachtet man beispielsweise den Querschnitt in Abb. 2.10e, so sieht man eine Dorsalverschiebung des Mas-

senschwerpunktes (grün) gegenüber dem Flächenschwerpunkt (rot). Die Ursache liegt in der wohl durch den altersbedingten Materialabbau bei der 83-jährigen Frau hervorgerufenen deutlichen Dichteabnahme auf der Ventralseite des Querschnittes. Bei den anderen abgebildeten Querschnitten ist der Abstand deutlich geringer, z. T. fallen beide Punkte auch zusammen. Einschränkend muss gesagt werden, dass diese Größe nicht streng mit der Dichteinhomogenität korreliert. So können die beiden Schwerpunkte trotz deutlicher Dichteinhomogenität bei entsprechender Symmetrie durchaus auch zusammenfallen (z. B. Abb. 2.10b). Trotzdem kann durch statistische Untersuchung (Kap. 3.4) auf Regelmäßigkeiten der Dichteinhomogenität bei verschiedenen Querschnittshöhen, Altersstufen, Geschlechtern geschlossen werden. Dabei werden für jeden Querschnitt der Abstand beider Punkte sowohl in mediolateraler, als auch in dorsoventraler Richtung gemessen und durch die Gesamtausdehnung des Querschnittes in mediolateraler bzw. dorsoventraler Richtung dividiert. Ausgewertet werden also die auf die Querschnittsgröße bezogenen relativen Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte.

An diese Untersuchungen, die sich vor allem mit der Untersuchung der Anpassungsrichtung an die Biegebeanspruchung mit besonderer Betonung der Dichteverteilung befassen, schließen sich in Kap. 3.5 bis 3.9 Auswertungen der Querschnittsgeometrie ohne Berücksichtigung des Dichteprofiles an. Dabei werden von allen Querschnitten die Querschnittsfläche (Kap. 3.5), die Fläche der Markhöhle (Kap. 3.6) und durch Differenzbildung die Fläche des Kortikalisringes in der Einheit (Pixel = Bildpunkt)² (Kap. 3.7) bestimmt. Ferner wird aus letztgenannter Fläche sowie den Umfängen der Kortikalis und der Markhöhle folgendermaßen eine genäherte durchschnittliche Kortikalisdicke $D_{Kortikalis}$ berechnet (Kap. 3.8):

$$A_{Kortikalis} = \frac{(U_{Kortikalis} + U_{Markhöhle})}{2} \cdot D_{Kortikalis}$$

Zusätzlich wird aus dem Massenträgheitsmoment der Trägheitsradius jedes Femurquerschnittes berechnet (Kap. 3.9). Dieser ist definiert als der Abstand i der punktförmig gedachten Masse des Querschnittes von der Bezugsachse, in dem das gleiche Trägheitsmoment wie das des Querschnittes selbst resultiert.

Die Berechnung erfolgt mittels:

$$i = \sqrt{\frac{I_M}{\sum_{ij} \rho_{ij} \cdot dA}}$$

Mit den bestimmten Größen wird insbesondere die Entwicklung der Querschnittsgeometrie im Altersgang untersucht. Wie in Kap. 1 ausgeführt wurde, besteht eine Möglichkeit, bei abnehmender Knochenmasse die Stabilität des Röhrenknochens gegen Biegebelastungen zu erhalten, in einer geringen Vergrößerung des Querschnittes bei überproportionaler Größenzunahme der Markhöhle.

Die Durchführung der Faktorenanalyse in Kap. 4 wird dort erläutert.

3 Ergebnisse

3.1 Zusammenfassung der Messergebnisse

Im folgenden werden in tabellarischer Form die Ergebnisse der gemessenen morphometrischen Größen zusammengefasst.

Tab. 3.1 enthält die im Rahmen der Materialsammlung und –bearbeitung erhaltenen Daten: die Personendaten Geschlecht, Alter, Körpergröße, Körpergewicht und Beinlänge sowie die Femurdaten Femurlänge, Femurgewicht, Condylenbreite und CCD-Winkel.

In **Tab. 3.2** sind die Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente aller Femurquerschnitte zusammengefasst, sortiert nach den Querschnittshöhen 26%, 38%, 50%, 62%, 74% (siehe Abb. 2.1). Dabei wurde ein Koordinatensystem definiert, in dem die medio-laterale Richtung 0° entspricht und alle Achsenrichtungen in einem Winkelbereich zwischen -90° und $+90^\circ$ liegen (siehe Abb. 3.1).

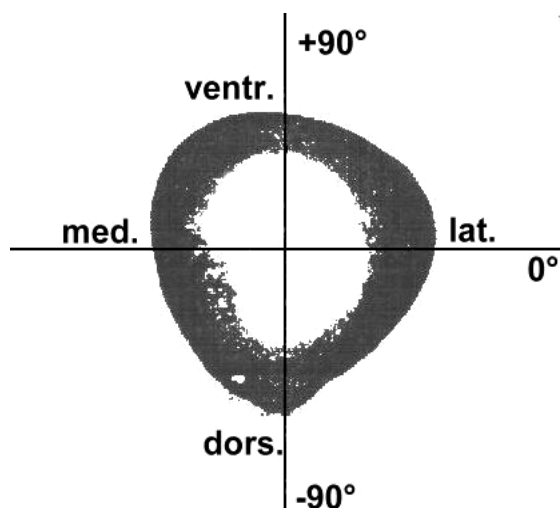


Abbildung 3.1. Definition des Koordinatensystems der Richtungen der maximalen Trägheitsmomente.

In **Tab. 3.3** sind die kleinsten Trägheitsmomente als Bruchteile der größten Trägheitsmomente für jeden einzelnen Querschnitt zusammengefasst und zwar sowohl für die Flächenträgheitsmomente (alleinige Berücksichtigung der Querschnittsform), als auch für die Massenträgheitsmomente (zusätzliche Einbeziehung der Inhomogenität der Dichteverteilung).

Tab. 3.4 enthält die numerischen Exzentrizitäten der Flächenträgheitsellipsen und Massenträgheitsellipsen, berechnet aus den Werten aus Tab. 3.3.

Tab. 3.5 beinhaltet für jeden Querschnitt seine Differenz aus der numerischen Exzentrizität der Flächenträgheitsellipse bzw. Massenträgheitsellipse.

Tab. 3.6 enthält die relativen Lagen der Flächen- und Massenschwerpunkte der Femurquerschnitte zueinander. Es sind die relativen Abstände der Schwerpunkte, die man durch Division durch die Ausdehnung der Querschnitte erhält, in Prozent aufgeführt. Dabei bedeutet eine positive (negative) Prozentzahl, dass der Flächenschwerpunkt medial (lateral) bzw. ventral (dorsal) vom Massenschwerpunkt liegt.

In **Tab. 3.7** sind die gemessenen Gesamtquerschnittsflächen der Femurquerschnitte (Kortikalisring mit Markhöhle) und die Flächen der Markhöhlen in Einheit Pixel^2 aufgeführt.

Tab. 3.8 enthält die Flächen der Kortikalisringe sowie die durchschnittlichen Dicken der Ringe in der Querschnittebene. Die Kortikalisringfläche wird dabei aus der Differenz der in Tab. 3.7 aufgeführten Gesamtquerschnittsfläche und der Markhöhlenfläche gebildet. Die durchschnittliche Kortikalisringdicke wird mit Hilfe der Umfänge der Markhöhlen U_{mark} und der Gesamtquerschnitte U_{ges} und der Kortikalisringfläche $A_{\text{Kortikalis}}$ berechnet.

Tab. 3.9 enthält die Trägheitsradien aller Femurquerschnitte.

Tabelle 3.1.
Personen- und Femurdaten.

lfd Nr.	Körpergr. [cm]	Körpergew. [kg]	Alter [Jahre]	Geschl.	Beinlänge [cm]	Femurlänge [mm]	Femurgew. [g]	Condylenbr. [mm]	CCD- Winkel[°]
1	159	67,6	74	m	78	438	654	79	134
2	177	72,9	60	m	87	502	810	89	135
3	172	63,7	17	w	87	465	674	79	132
4	176	73,2	45	m	92	486	864	94	126
5	158	57,9	31	w	76	425	524	83	121
6	162	74,8	59	w	80	448	626	73	128
7	176	55,6	63	m	85	467	731	83	127
8	174	72,9	33	m	86	477	714	82	132
9	162	59,1	21	m	82	457	694	81	123
10	180	75,7	37	m	92	490	758	85	130
11	159	43,9	91	m	84	460	690	86	127
12	174	110,7	40	w	79	458	790	82	122
13	160	53,1	24	w	79	417	546	77	130
14	176	75,3	22	m	92	488	892	93	133
15	162	72	66	m	79	447	725	89	120
16	162	66,2	39	w	78	446	602	76	139
17	173	53,9	87	m	89	491	881	86	128
18	165	58,5	49	m	82	464	702	85	120
19	185	71,9	22	m	92	519	834	89	139
20	167	72,2	62	m	88	450	710	80	121
21	172	72,9	77	m	90	499	809	83	120
22	163	62,9	71	m	84	451	652	85	137
23	171	71	28	m		480	706	78	133
24	169	59,1	57	m		477	721	90	129
25	176	81,8	60	m		479	976	95	127
26	158	60,1	62	w	84	464	531	74	130
27	167	74,8	79	w		476	672	81	130
28	152	52,8	75	w		428	540	78	126
29	173	60,2	49	m		467	731	85	114
30	163	62,1	40	w		457	628	77	129
31	171	58,6	58	m		480	814	87	124
32	159	88,1	55	w		440	608	82	134
33	170	137	47	m		448	796	86	129
34	167	78,5	42	m		447	723	81	127
35	156	39,8	79	w		409	614	78	117
36	159	51,2	24	w		439	612	74	137
37	180	71,3	59	m	98	512	950	92	132
38	177	78,8	35	m		457	706	81	130
39	172	62,2	58	w		477	663	79	124
40	167	47,3	92	m	96	487	818	88	126
41	172	41,7	62	m	98	464	632	83	129
42	182	69,5	21	m		492	823	89	133
43	143	37	89	w	67	435	435	73	132
44	161	79	83	w	77	422	638	81	129
45	147	58	85	w	77	441	567	82	128
46	156	55	61	w	74	437	587	77	130
47	147	48	84	w	74	438	495	78	136
48	165	78	86	m	78	470	901	94	125
49	147	79	89	w	77	444	682	84	126
50	173	72,8	37	m		478	811	84	131
51	171	65,6	51	m	90	468	821	86	131
52	159	57,9	64	w	80	428	557	75	134
53	177	69,1	20	m	88	489	878	90	135
54	168	62	77	m	86	471	842	86	124
55	181	77	76	m	92	506	1032	95	128
56	158	38	83	m	79	468	712	85	129
57	155	43	75	w	73	427	505	77	121
58	174	58,4	33	w	89	472	681	78	141
59	171	71,8	21	w		489	658	81	130
60	165	62	57	w	86	449	704	80	136

Tabelle 3.2. Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente.

Qh	26%		38%		50%		62%		74%	
Ild Nr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.
1	-8	-6	-2	0	56	41	19	23	5	6
2	10	6	53	49	89	-75	-64	-45	-23	-13
3	-31	-33	-53	-55	-58	-59	-43	-45	-19	-19
4	-14	-12	14	15	30	32	69	73	-9	-6
5	-38	-38	-48	-60	-45	-64	-25	-27	-26	-27
6	-19	-17	-26	-25	16	13	78	88	-25	-27
7	-18	-15	-41	-31	62	56	62	55	-28	-16
8	-37	-29	-89	-86	79	-42	-46	-42	-30	-29
9	-27	-26	89	88	78	81	-76	-78	-34	-33
10	-30	-25	-80	-80	-76	-76	-42	-43	-21	-20
11	-45	-21	-59	-6	-68	-16	-22	-16	-16	-8
12	-13	-12	1	-3	12	11	3	7	-9	-6
13	-29	-29	54	57	61	64	74	77	-51	-82
14	-8	-6	71	72	72	74	87	-88	-22	-25
15	-20	-14	8	-5	48	24	-46	-16	-22	-21
16	-75	-73	63	64	45	48	54	57	-19	-24
17	-21	-17	39	28	71	73	-50	-46	-21	-19
18	-25	-23	-20	-21	-5	-5	-4	-4	-16	-13
19	-39	-33	-84	-82	-84	-83	-64	-65	-52	-53
20	-18	-14	-1	1	3	1	-12	-14	-15	-20
21	-58	-46	36	31	53	51	82	79	-33	-24
22	-30	-24	-63	-59	-72	-68	-53	-53	-25	-20
23	-53	-52	77	78	86	87	-78	-79	-23	-20
24	-25	-22	-37	-30	-39	-29	-28	-28	-14	-16
25	-27	-20	14	-8	52	51	61	65	4	11
26	-7	0	80	81	84	84	-81	-81	-12	-7
27	-30	-28	-38	-36	-38	-34	-29	-24	-14	-7
28	-28	-20	-40	-33	-36	-27	-30	-27	-27	-31
29	-28	-25	-58	-47	-81	-89	-49	-51	-15	-24
30	-79	-87	74	76	81	83	70	68	-8	-6
31	-26	-24	-45	-41	-35	-29	-41	-41	-30	-27
32	-3	-2	-5	-5	-17	-13	-19	-17	-9	-6
33	0	5	87	82	76	75	-51	-48	-14	-14
34	-24	-22	16	15	64	65	-41	-44	-15	-11
35	2	4	20	20	26	25	-2	0	-10	-10
36	-49	-49	-71	-71	90	-89	-73	-82	-26	-25
37	3	1	61	55	63	58	80	75	-25	-26
38	-51	-56	50	52	62	63	-76	-78	-18	-18
39	9	5	81	70	86	81	-57	-44	-15	-16
40	-6	-4	3	-1	14	5	2	1	-6	-4
41	-34	-26	-61	-29	89	-5	-35	-23	-16	-16
42	-78	-79	77	78	80	80	-68	-70	-26	-27
43	-8	-4	8	1	30	29	38	32	-3	12
44	-26	-13	10	-3	30	19	25	14	-4	-4
45	-24	-21	-26	-22	-11	-10	-28	-19	-18	-16
46	-68	-48	70	68	72	71	76	76	-22	-19
47	-19	-16	89	-15	55	-8	-71	-25	-16	-19
48	-70	-64	32	27	40	30	-10	-8	-7	-4
49	-34	-32	-26	-25	-7	-10	-9	-9	-15	-16
50	-13	-13	-63	-63	-88	-88	-45	-52	-11	-12
51	-60	-49	81	80	-87	-84	-36	-36	-25	-30
52	-15	-11	-4	1	16	11	1	2	-12	-13
53	-23	-21	71	69	66	65	65	63	-4	2
54	-3	-2	13	17	47	40	-10	-2	-9	-9
55	31	21	54	52	66	64	34	38	-10	-5
56	-11	-8	-31	-20	11	9	-12	-4	-8	-10
57	-4	-4	9	9	29	27	26	25	9	11
58	-9	-9	1	1	26	28	22	24	-13	-11
59	-55	-55	-85	-85	77	75	-50	-51	-26	-25
60	-47	-46	-69	-67	-74	-69	-34	-32	-21	-23

Tabelle 3.3. Kleinstes Trägheitsmoment als Bruchteil des größten Trägheitsmomentes unter alleiniger Berücksichtigung der Diaphysenquerschnittsform („Flächenträgheitsmoment“) und unter zusätzlicher Einbeziehung der inhomogenen Massenverteilung über den Querschnitt („Massenträgheitsmoment“).

	26%		38%		50%		62%		74%	
	Flächentr	Massentr	Flächentr	Massentr	Flächentr	Massentr	Flächentr	Massentr	Flächentr	Massentr
lfd Nr.	Imin/ Imax	Imin/ Imax	Imin/ Imax	Imin/ Imax	Imin/ Imax	Imin/ Imax	Imin/ Imax	Imin/ Imax	Imin/ Imax	Imin/ Imax
1	75%	71%	93%	89%	87%	86%	92%	89%	71%	67%
2	75%	70%	81%	81%	86%	96%	92%	93%	91%	87%
3	86%	86%	81%	80%	81%	80%	82%	82%	80%	82%
4	74%	76%	81%	83%	82%	84%	97%	97%	84%	84%
5	72%	72%	92%	93%	96%	95%	81%	85%	68%	70%
6	63%	63%	82%	79%	90%	92%	94%	94%	85%	83%
7	74%	75%	94%	95%	86%	88%	91%	90%	92%	93%
8	74%	76%	89%	92%	95%	98%	96%	94%	82%	83%
9	83%	84%	91%	91%	81%	81%	94%	92%	81%	85%
10	79%	80%	71%	71%	73%	73%	85%	86%	74%	72%
11	91%	87%	94%	95%	96%	94%	94%	89%	81%	83%
12	72%	72%	81%	81%	83%	81%	91%	89%	78%	79%
13	86%	86%	86%	86%	78%	78%	88%	88%	96%	97%
14	79%	82%	83%	79%	76%	76%	85%	84%	84%	85%
15	82%	75%	94%	86%	88%	85%	85%	82%	73%	69%
16	84%	83%	72%	71%	72%	71%	85%	85%	92%	93%
17	82%	79%	91%	92%	86%	88%	87%	85%	67%	68%
18	66%	66%	76%	76%	81%	81%	77%	77%	78%	80%
19	79%	81%	77%	78%	69%	69%	74%	74%	80%	83%
20	72%	72%	84%	84%	84%	83%	82%	80%	79%	80%
21	89%	89%	79%	81%	76%	77%	90%	90%	90%	93%
22	74%	73%	84%	85%	91%	92%	93%	93%	85%	85%
23	79%	78%	85%	83%	78%	79%	88%	87%	90%	93%
24	67%	63%	77%	74%	84%	80%	81%	78%	68%	68%
25	80%	82%	99%	98%	84%	86%	88%	89%	89%	90%
26	93%	93%	79%	77%	69%	69%	73%	73%	87%	86%
27	63%	62%	73%	72%	83%	83%	80%	79%	77%	75%
28	73%	68%	77%	73%	88%	83%	87%	83%	73%	73%
29	75%	75%	91%	92%	91%	92%	93%	92%	84%	85%
30	91%	92%	81%	81%	81%	81%	94%	95%	75%	74%
31	57%	53%	76%	71%	87%	84%	79%	79%	71%	73%
32	72%	70%	79%	78%	86%	83%	75%	74%	61%	61%
33	77%	76%	96%	96%	84%	86%	91%	92%	79%	79%
34	78%	78%	96%	97%	89%	89%	97%	98%	77%	79%
35	69%	67%	72%	70%	81%	78%	75%	73%	62%	62%
36	88%	90%	36%	36%	79%	79%	96%	97%	85%	85%
37	70%	68%	87%	87%	83%	84%	91%	91%	85%	86%
38	93%	94%	81%	79%	82%	81%	94%	93%	81%	83%
39	76%	75%	87%	89%	80%	84%	87%	89%	79%	79%
40	66%	55%	83%	68%	88%	79%	89%	79%	79%	80%
41	68%	65%	90%	85%	95%	94%	91%	90%	74%	76%
42	86%	88%	78%	77%	74%	74%	84%	85%	80%	83%
43	72%	66%	83%	79%	84%	84%	98%	95%	86%	90%
44	79%	74%	87%	78%	75%	72%	88%	81%	72%	65%
45	68%	62%	77%	70%	81%	72%	83%	77%	67%	65%
46	92%	95%	73%	74%	64%	66%	77%	77%	88%	82%
47	82%	74%	96%	92%	96%	92%	98%	89%	81%	79%
48	88%	89%	89%	90%	94%	95%	83%	83%	69%	71%
49	61%	58%	72%	68%	74%	69%	78%	72%	64%	62%
50	79%	78%	91%	91%	85%	85%	94%	95%	78%	86%
51	85%	85%	90%	91%	89%	91%	89%	90%	78%	77%
52	72%	67%	92%	82%	87%	79%	78%	74%	63%	61%
53	87%	86%	91%	93%	81%	81%	87%	87%	89%	91%
54	76%	73%	98%	94%	92%	89%	90%	90%	76%	80%
55	92%	89%	78%	79%	77%	78%	93%	92%	78%	80%
56	82%	79%	91%	88%	95%	94%	90%	90%	72%	75%
57	55%	54%	72%	70%	72%	70%	79%	77%	77%	73%
58	56%	57%	68%	68%	75%	76%	79%	80%	80%	81%
59	82%	82%	78%	78%	83%	84%	93%	93%	74%	76%
60	74%	76%	75%	77%	84%	86%	88%	87%	74%	75%

Tabelle 3.4. Numerische Exzentrizitäten ε der Flächen- und Massenträgheitsellipsen (nmexzf bzw. nmexzm).

	26%		38%		50%		62%		74%	
	Flächentr	Massentr	Flächentr	Massentr	Flächentr	Massentr	Flächentr	Massentr	Flächentr	Massentr
lfd Nr.	nmexzf26	nmexzm26	nmexzf38	nmexzm38	nmexzf50	nmexzm50	nmexzf62	nmexzm62	nmexzf74	nmexzm74
1	0,50	0,54	0,26	0,33	0,36	0,37	0,28	0,33	0,54	0,57
2	0,50	0,55	0,44	0,44	0,37	0,20	0,28	0,26	0,30	0,36
3	0,37	0,37	0,44	0,45	0,44	0,45	0,42	0,42	0,45	0,42
4	0,51	0,49	0,44	0,41	0,42	0,40	0,17	0,17	0,40	0,40
5	0,53	0,53	0,28	0,26	0,20	0,22	0,44	0,39	0,57	0,55
6	0,61	0,61	0,42	0,46	0,32	0,28	0,24	0,24	0,39	0,41
7	0,51	0,50	0,24	0,22	0,37	0,35	0,30	0,32	0,28	0,26
8	0,51	0,49	0,33	0,28	0,22	0,14	0,20	0,24	0,42	0,41
9	0,41	0,40	0,30	0,30	0,44	0,44	0,24	0,28	0,44	0,39
10	0,46	0,45	0,54	0,54	0,52	0,52	0,39	0,37	0,51	0,53
11	0,30	0,36	0,24	0,22	0,20	0,24	0,24	0,33	0,44	0,41
12	0,53	0,53	0,44	0,44	0,41	0,44	0,30	0,33	0,47	0,46
13	0,37	0,37	0,37	0,37	0,47	0,47	0,35	0,35	0,20	0,17
14	0,46	0,42	0,41	0,46	0,49	0,49	0,39	0,40	0,40	0,39
15	0,42	0,50	0,24	0,37	0,35	0,39	0,39	0,42	0,52	0,56
16	0,40	0,41	0,53	0,54	0,53	0,54	0,39	0,39	0,28	0,26
17	0,42	0,46	0,30	0,28	0,37	0,35	0,36	0,39	0,57	0,57
18	0,58	0,58	0,49	0,49	0,44	0,44	0,48	0,48	0,47	0,45
19	0,46	0,44	0,48	0,47	0,56	0,56	0,51	0,51	0,45	0,41
20	0,53	0,53	0,40	0,40	0,40	0,41	0,42	0,45	0,46	0,45
21	0,33	0,33	0,46	0,44	0,49	0,48	0,32	0,32	0,32	0,26
22	0,51	0,52	0,40	0,39	0,30	0,28	0,26	0,26	0,39	0,39
23	0,46	0,47	0,39	0,41	0,47	0,46	0,35	0,36	0,32	0,26
24	0,57	0,61	0,48	0,51	0,40	0,45	0,44	0,47	0,57	0,57
25	0,45	0,42	0,10	0,14	0,40	0,37	0,35	0,33	0,33	0,32
26	0,26	0,26	0,46	0,48	0,56	0,56	0,52	0,52	0,36	0,37
27	0,61	0,62	0,52	0,53	0,41	0,41	0,45	0,46	0,48	0,50
28	0,52	0,57	0,48	0,52	0,35	0,41	0,36	0,41	0,52	0,52
29	0,50	0,50	0,30	0,28	0,30	0,28	0,26	0,28	0,40	0,39
30	0,30	0,28	0,44	0,44	0,44	0,44	0,24	0,22	0,50	0,51
31	0,66	0,69	0,49	0,54	0,36	0,40	0,46	0,46	0,54	0,52
32	0,53	0,55	0,46	0,47	0,37	0,41	0,50	0,51	0,62	0,62
33	0,48	0,49	0,20	0,20	0,40	0,37	0,30	0,28	0,46	0,46
34	0,47	0,47	0,20	0,17	0,33	0,33	0,17	0,14	0,48	0,46
35	0,56	0,57	0,53	0,55	0,44	0,47	0,50	0,52	0,62	0,62
36	0,35	0,32	0,80	0,80	0,46	0,46	0,20	0,17	0,39	0,39
37	0,55	0,57	0,36	0,36	0,41	0,40	0,30	0,30	0,39	0,37
38	0,26	0,24	0,44	0,46	0,42	0,44	0,24	0,26	0,44	0,41
39	0,49	0,50	0,36	0,33	0,45	0,40	0,36	0,33	0,46	0,46
40	0,58	0,67	0,41	0,57	0,35	0,46	0,33	0,46	0,46	0,45
41	0,57	0,59	0,32	0,39	0,22	0,24	0,30	0,32	0,51	0,49
42	0,37	0,35	0,47	0,48	0,51	0,51	0,40	0,39	0,45	0,41
43	0,53	0,58	0,41	0,46	0,40	0,40	0,14	0,22	0,37	0,32
44	0,46	0,51	0,36	0,47	0,50	0,53	0,35	0,44	0,53	0,59
45	0,57	0,62	0,48	0,55	0,44	0,53	0,41	0,48	0,57	0,59
46	0,28	0,22	0,52	0,51	0,60	0,58	0,48	0,48	0,35	0,42
47	0,42	0,51	0,20	0,28	0,20	0,28	0,14	0,33	0,44	0,46
48	0,35	0,33	0,33	0,32	0,24	0,22	0,41	0,41	0,56	0,54
49	0,62	0,65	0,53	0,57	0,51	0,56	0,47	0,53	0,60	0,62
50	0,46	0,47	0,30	0,30	0,39	0,39	0,24	0,22	0,47	0,37
51	0,39	0,39	0,32	0,30	0,33	0,30	0,33	0,32	0,47	0,48
52	0,53	0,57	0,28	0,42	0,36	0,46	0,47	0,51	0,61	0,62
53	0,36	0,37	0,30	0,26	0,44	0,44	0,36	0,36	0,33	0,30
54	0,49	0,52	0,14	0,24	0,28	0,33	0,32	0,32	0,49	0,45
55	0,28	0,33	0,47	0,46	0,48	0,47	0,26	0,28	0,47	0,45
56	0,42	0,46	0,30	0,35	0,22	0,24	0,32	0,32	0,53	0,50
57	0,67	0,68	0,53	0,55	0,53	0,55	0,46	0,48	0,48	0,52
58	0,66	0,66	0,57	0,57	0,50	0,49	0,46	0,45	0,45	0,44
59	0,42	0,42	0,47	0,47	0,41	0,40	0,26	0,26	0,51	0,49
60	0,51	0,49	0,50	0,48	0,40	0,37	0,35	0,36	0,51	0,50

Tabelle 3.5. Differenzen der numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen $\varepsilon_F - \varepsilon_M$.

lfd Nr.	26% $(\varepsilon_F - \varepsilon_M) \cdot 10^{-2}$	38% $(\varepsilon_F - \varepsilon_M) \cdot 10^{-2}$	50% $(\varepsilon_F - \varepsilon_M) \cdot 10^{-2}$	62% $(\varepsilon_F - \varepsilon_M) \cdot 10^{-2}$	74% $(\varepsilon_F - \varepsilon_M) \cdot 10^{-2}$
1	-3,9	-6,7	-1,4	-4,9	-3,6
2	-4,8	0,0	17,4	1,8	-6,1
3	0,0	-1,1	-1,1	0,0	2,3
4	2,0	2,4	2,4	0,0	0,0
5	0,0	1,8	-2,4	4,9	1,8
6	0,0	-3,4	3,3	0,0	-2,5
7	1,0	2,1	2,8	-1,6	1,8
8	2,0	4,9	8,2	-4,5	1,2
9	1,2	0,0	0,0	-3,8	4,9
10	1,1	0,0	0,0	1,3	-1,9
11	-6,1	2,1	-4,5	-8,7	2,4
12	0,0	0,0	-2,4	-3,2	1,1
13	0,0	0,0	0,0	0,0	2,7
14	3,4	-4,6	0,0	-1,3	1,3
15	-7,6	-12,9	-4,1	-3,7	-3,7
16	-1,2	-0,9	-0,9	0,0	1,8
17	-3,4	1,7	2,8	-2,7	0,9
18	0,0	0,0	0,0	0,0	2,2
19	2,2	1,1	0,0	0,0	3,5
20	0,0	0,0	-1,2	-2,3	1,1
21	0,0	2,2	1,0	0,0	5,2
22	-1,0	1,3	1,7	0,0	0,0
23	-1,1	-2,5	1,1	-1,4	5,2
24	-3,4	-3,0	-4,7	-3,3	0,0
25	2,3	-4,1	2,6	1,5	1,5
26	0,0	-2,1	0,0	0,0	-1,4
27	-0,8	-1,0	0,0	-1,1	-2,0
28	-4,6	-4,0	-6,6	-5,2	0,0
29	0,0	1,7	1,7	-1,8	1,3
30	1,7	0,0	0,0	2,1	-1,0
31	-3,0	-4,9	-3,9	0,0	1,9
32	-1,9	-1,1	-3,8	-1,0	0,0
33	-1,0	0,0	2,6	1,7	0,0
34	0,0	2,7	0,0	3,2	2,1
35	-1,8	-1,9	-3,3	-2,0	0,0
36	3,0	0,0	0,0	2,7	0,0
37	-1,8	0,0	1,2	0,0	1,3
38	2,0	-2,2	-1,2	-2,0	2,4
39	-1,0	2,9	4,7	2,9	0,0
40	-8,8	-15,3	-11,2	-12,7	1,1
41	-2,6	-7,1	-2,1	-1,6	2,0
42	2,8	-1,1	0,0	1,3	3,5
43	-5,4	-4,6	0,0	-8,2	5,8
44	-5,2	-10,8	-2,9	-8,9	-6,2
45	-5,1	-6,8	-9,3	-6,7	-1,7
46	5,9	1,0	1,7	0,0	-7,8
47	-8,6	-8,3	-8,3	-19,0	-2,2
48	1,5	1,5	2,1	0,0	1,8
49	-2,4	-3,7	-4,7	-6,0	-1,6
50	-1,1	0,0	0,0	2,1	9,5
51	0,0	1,6	3,2	1,5	-1,1
52	-4,5	-14,1	-9,8	-4,1	-1,6
53	-1,4	3,5	0,0	0,0	3,2
54	-3,0	-10,4	-4,9	0,0	4,3
55	-4,9	1,1	1,1	-1,8	2,2
56	-3,4	-4,6	-2,1	0,0	2,9
57	-0,7	-1,9	-1,9	-2,1	-4,0
58	0,8	0,0	1,0	1,1	1,1
59	0,0	0,0	1,2	0,0	2,0
60	2,0	2,0	2,6	-1,4	1,0

Tabelle 3.6. Relativer Abstand Flächenschwerpunkt – Massenschwerpunkt mediolateral („Horiz“) und dorsoventral („Vert“), bezogen auf die Gesamtausdehnung des Querschnittes (positiver Abstand → Flächenschwerpunkt medial bzw. ventral vom Massenschwerpunkt).

Ild Nr.	26%		38%		50%		62%		74%	
	mediolat. Horiz26	dorsoventr Vert26	mediolat Horiz38	dorsoventr Vert38	mediolat Horiz50	dorsoventr Vert50	mediolat Horiz62	dorsoventr Vert62	mediolat Horiz74	dorsoventr Vert74
1	-1,0%	-1,4%	0,0%	-1,6%	-0,8%	-1,6%	0,0%	0,0%	-1,3%	3,1%
2	1,0%	0,8%	0,8%	1,1%	0,0%	0,7%	0,0%	3,0%	-0,7%	5,3%
3	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	-0,8%	-0,4%	-0,7%	-0,8%
4	-0,3%	-0,8%	-0,4%	0,8%	-0,4%	0,4%	0,0%	1,5%	0,0%	4,2%
5	-0,5%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,4%	0,5%
6	-1,3%	-0,8%	-0,4%	-0,4%	0,0%	0,0%	-0,4%	0,8%	0,7%	2,1%
7	-0,4%	0,0%	0,0%	0,4%	0,0%	0,0%	0,0%	1,6%	0,0%	3,1%
8	-1,1%	-0,4%	0,0%	0,0%	-0,4%	1,1%	-0,4%	1,5%	0,3%	2,0%
9	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,4%	0,0%	0,4%	1,6%	1,0%
10	0,3%	0,0%	0,0%	0,0%	0,4%	1,3%	0,0%	1,0%	2,3%	1,3%
11	0,0%	0,7%	0,0%	0,7%	0,0%	0,0%	0,0%	2,2%	1,8%	4,2%
12	-0,6%	0,4%	-0,9%	0,7%	0,0%	1,0%	0,0%	2,7%	0,3%	4,7%
13	0,0%	-0,4%	0,0%	0,0%	-0,4%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	-0,8%
14	0,3%	-0,4%	-0,4%	-0,7%	0,0%	0,0%	-0,4%	0,3%	0,0%	0,7%
15	0,3%	-0,4%	0,0%	-0,4%	-0,4%	0,7%	0,4%	2,2%	0,0%	6,1%
16	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	-0,4%	0,0%	-0,4%	0,7%	0,7%	0,0%
17	0,0%	0,3%	0,3%	-0,7%	0,4%	-0,3%	0,0%	0,0%	1,6%	2,3%
18	-1,0%	-1,5%	0,0%	-0,8%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	-0,3%	1,1%
19	0,4%	-1,1%	0,4%	0,0%	0,0%	0,3%	0,0%	0,0%	1,6%	-0,3%
20	0,3%	0,0%	0,3%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	1,1%	-0,6%	2,8%
21	0,7%	-0,3%	0,4%	-1,4%	0,4%	-0,3%	0,0%	0,0%	0,0%	1,3%
22	-0,4%	-0,4%	0,4%	0,0%	0,4%	0,4%	0,4%	0,8%	1,5%	1,2%
23	0,0%	-1,1%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	-0,4%	0,4%	-0,7%	0,4%
24	-0,4%	-1,5%	0,0%	-1,1%	-0,4%	-1,5%	-1,1%	0,0%	-1,7%	3,8%
25	0,9%	-0,3%	0,3%	0,0%	0,0%	0,3%	0,0%	0,0%	1,8%	1,1%
26	-0,4%	0,0%	-0,5%	0,0%	0,0%	1,1%	0,0%	1,1%	0,0%	3,9%
27	-0,6%	-1,1%	-1,4%	-0,3%	-1,8%	0,0%	1,7%	3,2%	1,7%	3,8%
28	0,4%	0,8%	0,8%	0,0%	0,8%	1,6%	0,4%	2,4%	-1,2%	4,7%
29	0,0%	0,0%	0,0%	-0,3%	0,4%	0,0%	0,0%	0,0%	-0,3%	1,7%
30	-0,4%	-0,8%	0,0%	-0,7%	0,4%	-0,7%	0,0%	-0,7%	0,0%	-0,3%
31	1,0%	-0,4%	0,4%	-0,4%	0,0%	0,0%	0,0%	0,4%	-0,6%	0,0%
32	-0,4%	0,0%	0,0%	0,0%	-0,8%	0,0%	-0,7%	2,0%	-0,8%	2,6%
33	-0,7%	-0,4%	-0,4%	-0,3%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	-0,6%	0,4%
34	0,0%	-0,4%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	-0,4%
35	-0,4%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,4%	-0,4%	0,9%	-1,5%	2,9%
36	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	-0,4%	0,0%	-1,8%	0,4%
37	0,6%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,4%	0,0%	0,0%	2,0%
38	0,4%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	-0,4%
39	0,0%	-0,4%	0,0%	-0,4%	-0,4%	-0,7%	-0,7%	0,7%	-0,6%	2,4%
40	-0,9%	0,0%	-1,0%	0,0%	-1,0%	3,4%	-1,0%	6,1%	-1,1%	7,3%
41	0,0%	-2,3%	0,4%	0,7%	0,0%	0,8%	0,0%	1,1%	-0,6%	2,6%
42	0,0%	0,0%	0,0%	-0,3%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	-0,6%	-0,7%
43	-0,8%	-1,8%	-0,4%	-1,7%	0,0%	-0,8%	0,0%	0,0%	-0,3%	5,0%
44	-0,3%	-2,4%	0,7%	-1,6%	0,3%	0,0%	0,0%	2,7%	-0,9%	5,4%
45	-0,3%	-1,5%	0,0%	-0,4%	0,0%	-1,2%	-0,7%	0,4%	-1,5%	4,3%
46	0,0%	-0,3%	0,0%	-0,3%	0,0%	-0,3%	0,0%	1,3%	-1,2%	3,9%
47	-2,8%	-1,8%	-1,1%	0,0%	-0,8%	0,3%	-2,2%	0,4%	-2,4%	4,8%
48	-0,3%	-0,6%	0,0%	0,3%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,2%	0,9%
49	0,4%	0,0%	-0,7%	0,9%	-0,4%	0,8%	-0,7%	1,2%	-2,2%	4,2%
50	0,0%	0,0%	0,0%	-0,4%	0,0%	0,0%	0,0%	-0,4%	-0,7%	-1,5%
51	0,4%	-0,3%	0,0%	-0,7%	0,0%	-0,4%	-0,4%	0,4%	-1,6%	-0,3%
52	0,4%	-1,8%	0,4%	-1,7%	0,4%	-0,9%	-0,4%	1,9%	-2,1%	3,1%
53	0,4%	0,0%	0,0%	0,7%	0,0%	0,4%	0,0%	0,0%	-0,3%	0,0%
54	0,0%	-1,2%	0,0%	-1,1%	0,8%	0,0%	0,0%	0,0%	-1,4%	1,4%
55	0,0%	-0,6%	0,4%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,7%	-0,9%	0,4%
56	0,4%	0,0%	0,4%	-0,4%	0,0%	0,0%	-0,8%	0,0%	-1,3%	4,1%
57	0,4%	0,0%	0,4%	-1,0%	0,4%	-0,9%	0,4%	0,0%	0,0%	2,8%
58	0,7%	0,0%	0,8%	0,0%	0,0%	-0,5%	0,0%	0,0%	0,4%	1,3%
59	0,0%	-0,8%	0,0%	-0,4%	0,5%	0,0%	0,0%	-0,4%	-0,4%	-1,2%
60	0,0%	-1,4%	0,0%	-1,5%	0,0%	-1,2%	0,0%	-0,4%	-0,3%	0,0%

Tabelle 3.7. Gesamtflächen („Querschnitt“, „Ausfl“) und Flächen der Markhöhlen („Markhöhle“, „Innfl“) der Femurquerschnitte in Pixel².

lfd Nr.	26%		38%		50%		62%		74%	
	Querschnitt	Markhöhle	Querschnitt	Markhöhle	Querschnitt	Markhöhle	Querschnitt	Markhöhle	Querschnitt	Markhöhle
	Ausfl26	Innfl26	Ausfl38	Innfl38	Ausfl50	Innfl50	Ausfl62	Innfl62	Ausfl74	Innfl74
1	66033	24734	49895	12296	41160	10014	45251	18309	57372	41906
2	53962	24450	50040	18537	50180	14748	49301	22676	67411	46538
3	40993	10267	38013	6402	39069	8369	42805	17270	56304	32905
4	57717	21772	54095	15653	46684	14261	53631	18940	68872	45469
5	38373	9583	32922	5642	30159	5721	34028	10740	42867	21709
6	58783	15141	55852	9562	44265	10249	50142	19348	64712	44803
7	52281	18974	48491	15356	45023	12491	48128	15713	56032	28107
8	61521	28323	56256	18154	54484	17538	50884	23281	68053	40564
9	60202	21249	53072	13062	54712	14684	54689	21344	69412	42263
10	60903	17724	56145	11012	54855	12720	57667	23634	80018	48485
11	67651	29651	59520	21213	56417	21223	61203	29391	72248	52350
12	68473	15404	69121	9577	60345	9859	64055	22126	76113	42789
13	44991	11469	42394	8623	42670	8805	46088	15374	54460	28728
14	62027	18101	65830	11959	63776	9324	66140	16409	75853	37505
15	66327	21573	57092	12567	49854	9806	52572	16542	72109	41733
16	57867	21666	48589	11413	52088	11917	51619	15375	57343	29191
17	71276	20601	62155	12598	70166	13293	62236	22821	87614	56470
18	59681	15813	59145	11205	57392	13879	58223	19855	64067	34314
19	60360	17421	52653	9214	53173	11653	54947	22304	77259	43458
20	60144	20143	59945	14590	58200	15506	40334	39417	70567	43699
21	65881	21300	54882	13515	53775	14078	62933	24817	73075	41376
22	48093	19172	41075	10793	39618	9700	39712	15159	55032	32568
23	47171	15543	50099	14020	48832	13496	48640	19417	64634	39384
24	57795	32650	51302	23901	48148	19804	52689	25387	69858	46454
25	83226	27966	72511	15574	71911	18482	84568	33507	104494	65857
26	41432	12496	41436	8670	43959	8818	46252	15730	62146	39447
27	66373	36641	57695	31197	55633	31340	57049	36657	75170	59571
28	51222	24104	48177	17785	45003	16509	47338	22751	63942	50406
29	62504	23938	57511	14395	60293	17919	56329	24247	78479	50549
30	52122	16540	52373	13608	54188	17282	62148	27381	74328	56098
31	62189	18058	54611	15105	49493	14778	53873	23179	74751	46554
32	51813	20966	48113	16600	45967	16251	54744	26173	73279	51641
33	59527	16442	60609	11871	65276	14741	55766	20142	69574	38780
34	52554	13593	59367	10985	51697	9916	55192	14043	62113	28544
35	54475	14516	52250	9822	47663	13180	47226	18513	58808	37471
36	37896	10873	34158	6156	36700	8124	40643	17412	57825	39874
37	67566	24940	61839	14578	61262	12738	62733	21853	63061	43443
38	50764	13210	46369	8019	47726	8607	46198	15436	61676	35732
39	57546	25705	55477	19081	52986	16347	53410	26439	70745	48291
40	65407	30383	66903	24910	60251	26905	67287	36022	89666	70136
41	54372	21711	49478	13467	52147	14273	48575	22397	66340	44331
42	55774	15840	54019	10949	58701	15532	57722	28733	79833	53562
43	44938	23113	40281	18818	38070	19564	42821	25692	57882	46292
44	70029	33596	61511	21280	54144	19454	61038	30360	72506	51551
45	56120	23652	52067	18083	52200	17868	51772	22941	66253	46571
46	58170	17536	58036	14442	60671	14216	64058	23693	80726	50269
47	58421	44759	58809	35535	54863	29131	52639	32971	72252	59475
48	86260	29071	70755	21297	66896	15697	75917	27510	105812	64743
49	51002	18092	49940	14184	52586	17763	52739	23042	60287	40941
50	49282	13984	49898	9870	52328	11122	48750	17001	60112	36059
51	59146	31309	50672	18982	47175	17150	46862	25506	69325	48003
52	42833	19013	41221	14236	36103	11672	38961	16306	48650	33472
53	54443	20224	51539	19557	50550	16502	51878	19092	57761	33130
54	54670	14009	54843	11846	44528	14275	53664	26072	79598	54019
55	61568	20466	51368	17014	52902	11135	55234	18852	71804	42378
56	49619	17587	43821	11316	45247	15594	48725	24914	64018	46583
57	38563	13477	38759	10811	34683	8874	34752	11290	42679	23331
58	42494	13739	39166	6011	37153	8770	36494	10013	49320	27648
59	48505	13818	41540	7568	42584	8974	41303	14580	53608	33342
60	53066	20181	45333	11447	43790	10796	47128	21694	66143	40418

Tabelle 3.8. Fläche des Kortikalisringes des Diaphysenquerschnittes („Ringfläche“) in Pixel² und durchschnittliche Dicke des Kortikalisringes („Ringdicke“) in Pixel.

	26%		38%		50%		62%		74%	
lfd Nr.	Ringfläche	Ringdicke	Ringfläche	Ringdicke	Ringfläche	Ringdicke	Ringfläche	Ringdicke	Ringfläche	Ringdicke
	Ringfl26	Ringd26	Ringfl38	Ringd38	Ringfl50	Ringd50	Ringfl62	Ringd62	Ringfl74	Ringd74
1	41299	56,12	37599	63,09	31146	57,89	26942	43,65	15466	19,48
2	29512	42,54	31503	49,22	35432	57,65	26625	40,28	20873	24,70
3	30726	56,91	31611	64,56	30699	59,59	25535	42,39	23399	31,34
4	35945	52,13	38442	60,54	32424	54,45	34691	53,00	23402	27,66
5	28790	54,81	27280	59,90	24438	55,29	23288	45,37	21158	33,04
6	43641	66,72	46289	77,67	34016	61,48	30793	47,72	19909	24,06
7	33307	51,05	33135	54,28	32532	56,47	32414	53,03	27926	38,84
8	33198	44,94	38103	57,28	36946	56,91	27603	41,11	27489	33,30
9	38952	56,02	40010	65,30	40028	63,36	33345	49,49	27149	32,45
10	43179	63,88	45132	73,25	42135	67,77	34033	48,45	31533	34,85
11	38000	49,49	38307	55,41	35194	51,74	31812	42,74	19898	22,34
12	53069	77,21	59544	92,81	50486	82,29	41930	58,82	33324	38,57
13	33522	59,20	33771	63,52	33865	63,13	30714	51,07	25732	36,02
14	43926	64,33	53871	82,94	54452	87,58	49731	72,67	38348	45,92
15	44754	62,34	44525	71,41	40049	70,04	36030	56,73	30376	35,68
16	36202	52,60	37176	63,37	40170	66,71	36244	58,13	28152	38,58
17	50675	69,48	49557	77,21	56873	84,31	39416	55,31	31144	32,27
18	43867	66,38	47940	77,25	43513	68,60	38368	56,54	29753	38,10
19	42939	64,00	43440	74,80	41520	68,46	32643	47,69	33800	39,07
20	40001	57,99	45356	69,90	42694	65,76	917	1,26	26868	31,63
21	44581	62,43	41367	66,21	39698	63,51	38116	52,59	31699	37,66
22	28921	45,44	30283	55,47	29918	56,68	24553	42,95	22464	30,43
23	31628	51,95	36079	59,30	35336	58,54	29223	45,78	25251	31,40
24	25145	33,54	27401	40,51	28344	44,33	27302	39,40	23404	26,72
25	55260	68,19	56936	81,46	53430	74,55	51060	60,76	38637	37,55
26	28937	51,63	32766	61,27	35142	64,10	30522	49,96	22699	28,54
27	29732	36,76	26497	35,69	24293	33,12	20392	26,65	15599	16,75
28	27118	40,02	30391	48,51	28494	47,17	24587	37,60	13536	15,70
29	38566	53,60	43116	67,36	42375	62,76	32081	46,00	27930	30,97
30	35582	55,95	38765	62,75	36906	56,95	34767	47,24	18229	19,99
31	44132	63,73	39506	62,17	34715	56,82	30694	44,68	28196	32,02
32	30847	46,55	31513	50,99	29716	48,87	28571	40,23	21637	23,88
33	43085	64,88	48738	77,34	50535	75,39	35624	53,03	30795	37,30
34	38961	63,24	48383	78,20	41782	71,99	41149	65,61	33569	45,01
35	39960	63,30	42427	72,70	34482	58,22	28713	45,41	21338	26,69
36	27023	50,86	28002	59,16	28576	56,65	23231	39,22	17951	22,93
37	42627	57,26	47261	71,66	48524	75,65	40880	57,86	19618	23,89
38	37554	62,25	38350	70,63	39119	70,56	30762	51,16	25944	33,23
39	31841	44,74	36396	54,82	36639	57,17	26971	38,44	22454	25,94
40	35024	45,71	41993	56,79	33346	45,86	31265	39,27	19530	19,38
41	32661	48,19	36011	59,74	37874	61,35	26177	39,85	22009	26,29
42	39934	61,85	43071	71,67	43170	66,02	28988	39,85	26271	28,63
43	21825	33,71	21464	35,76	18506	31,14	17129	26,31	11590	14,23
44	36433	45,82	40231	57,55	34690	52,46	30679	41,01	20955	23,66
45	32468	46,64	33984	52,70	34332	53,24	28831	42,78	19682	23,05
46	40634	61,28	43595	67,23	46456	69,94	40365	55,50	30457	33,63
47	13661	16,99	23274	30,34	25732	35,71	19668	27,00	12778	13,92
48	57189	69,50	49458	67,55	51199	75,23	48407	61,66	41068	39,29
49	32910	50,83	35756	58,68	34822	54,09	29696	43,84	19346	24,05
50	35298	58,30	40028	69,77	41206	69,24	31749	50,87	24054	30,88
51	27838	37,36	31690	49,15	30026	48,60	21356	31,89	21322	24,82
52	23820	38,85	26985	46,67	24432	46,08	22655	39,27	15178	20,76
53	34220	51,29	31982	49,17	34048	54,19	32786	50,50	24631	32,80
54	40661	65,01	42997	70,53	30253	51,61	27592	39,47	25579	27,76
55	41102	59,24	34354	53,04	41767	70,07	36383	55,11	29426	34,74
56	32033	50,78	32505	58,07	29652	49,46	23811	35,39	17436	20,72
57	25085	44,46	27948	52,18	25810	51,69	23462	45,08	19348	30,21
58	28755	49,11	33155	67,56	28383	55,78	26480	51,19	21672	31,29
59	34687	57,79	33972	65,05	33610	62,61	26723	46,52	20266	27,33
60	32884	49,46	33886	59,11	32994	59,15	25435	39,16	25725	31,17

Tabelle 3.9. Trägheitsradien („Tr“) der Querschnitte in Pixel.

lfd Nr.	26%	38%	50%	62%	74%
	Tr26	Tr38	Tr50	Tr62	Tr74
1	93,44	69,28	69,78	72,95	96,48
2	85,80	78,40	74,20	78,80	96,68
3	66,64	64,71	66,43	73,19	88,23
4	85,60	77,87	75,56	74,04	95,97
5	67,02	57,94	56,32	62,52	79,29
6	87,50	73,98	70,47	74,56	97,74
7	83,54	73,01	71,96	72,79	81,79
8	86,78	77,45	75,22	79,14	97,72
9	84,38	74,17	78,08	79,17	99,01
10	84,68	82,00	83,21	86,70	109,53
11	87,80	80,89	79,50	85,52	105,22
12	89,47	81,97	80,20	84,18	103,40
13	69,85	66,01	68,83	70,47	80,90
14	87,60	80,70	83,24	83,16	96,07
15	87,16	76,08	75,02	76,78	103,47
16	81,39	75,56	77,02	76,68	85,84
17	89,97	80,82	82,23	87,99	117,67
18	86,26	78,89	78,70	82,86	93,48
19	83,29	75,12	80,10	87,39	105,37
20	89,19	78,89	79,20	86,62	103,14
21	84,87	80,03	82,00	83,35	97,88
22	80,92	68,06	65,15	68,89	86,18
23	77,37	74,49	75,90	77,54	91,61
24	95,42	83,64	78,72	82,80	
25	101,36	86,00	91,09	98,28	118,92
26	67,89	68,31	72,70	76,20	90,69
27	103,69	94,80	90,18	93,76	110,89
28	85,76	77,14	71,80	76,65	
29	89,06	77,59	79,17	84,05	103,51
30	74,85	75,18	78,31	82,25	109,07
31	95,28	81,66	76,82	85,64	107,26
32	84,40	76,41	74,35	86,41	115,48
33	87,19	76,13	81,89	82,77	98,39
34	80,20	72,24	72,88	73,33	89,32
35	83,32	76,21	72,56	76,56	100,44
36	63,42	60,99	62,70	68,67	89,09
37	94,55	81,89	80,64	82,03	99,48
38	72,36	69,87	70,00	71,79	91,72
39	86,84	76,94	78,41	82,99	101,88
40	97,62	88,18	86,17	90,15	117,10
41	87,17	74,47	71,95	77,24	98,14
42	78,08	77,48	82,31	85,76	101,93
43	81,42	74,14	73,10	75,88	93,67
44	95,88	87,36	88,65	89,28	108,53
45	91,07	80,60	77,06	80,80	107,01
46	79,16	83,36	88,82	87,44	104,49
47	91,92	83,98	81,12	84,09	106,98
48	99,26	92,89	86,60	94,28	131,16
49	86,30	76,65	76,43	80,21	103,33
50	75,75	70,78	73,44	74,21	91,19
51	85,85	74,67	72,79	77,76	100,45
52	77,54	65,95	65,59	69,55	91,88
53	78,08	75,26	77,08	76,36	83,87
54	78,68	69,89	72,46	80,69	105,59
55	83,29	80,07	81,07	78,73	100,54
56	77,83	69,25	70,78	75,51	95,29
57	79,00	68,77	66,99	66,46	76,51
58	82,14	67,43	66,63	66,11	80,95
59	73,76	68,85	68,01	69,00	89,22
60	82,61	72,87	69,83	76,77	99,21

3.2 Richtungen der maximalen Trägheitsmomente

3.2.1 Abhängigkeit von der Querschnittshöhe

Im folgenden sollen die in Tab. 3.2 zusammengefassten Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente näher analysiert werden. Sie geben diejenigen Richtungen an, an die die Femurdiaphysen in der jeweiligen Querschnittshöhe am besten an die Biegebeanspruchung angepasst sind.

Zunächst interessiert die Abhängigkeit der Richtungen der maximalen Trägheitsmomente von der Querschnittshöhe. Deshalb werden die in Tab. 3.2 aufgelisteten Gradangaben der Richtungen für jede Querschnittshöhe über alle Femora gemittelt sowie die Standardabweichung gebildet. Dies geschieht sowohl für die Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes („F-Achse“) unter alleiniger Berücksichtigung der Querschnittsform und unter der Annahme einer homogenen Dichteverteilung, als auch für die Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes („M-Achse“) unter zusätzlicher Berücksichtigung der inhomogenen Dichteverteilung über die Querschnitte. Zur Berechnung der Mittelwerte und Standardabweichungen wurde Microsoft Excel 2000 verwendet. Die Ergebnisse sind in Tab. 3.10 aufgeführt.

Tabelle 3.10. Mittelwerte und Standardabweichungen der Richtungen der maximalen Massenträgheits- und Flächenträgheitsmomente, getrennt nach Querschnittshöhen.

Querschnittshöhe		Mittelwert	Standardabweichung
26%	M-Achse	-23,4°	21,7°
	F-Achse	-26,4°	22,6°
38%	M-Achse	15,7°	49,1°
	F-Achse	16,7°	52,3°
50%	M-Achse	45,0°	43,8°
	F-Achse	64,9°	40,3°
62%	M-Achse	-43,3°	42,8°
	F-Achse	-45,7°	42,3°
74%	M-Achse	-16,5°	14,3°
	F-Achse	-17,4°	11,0°

Man erkennt, dass für die Richtungen in den Querschnittshöhen 26% und 74% Mittelwerte mit recht geringen Standardabweichungen resultieren (siehe auch Abb. 2.8 bis 2.10), während die Streuung der Richtungen in den drei mittleren Querschnittshöhen sehr groß ist. Dies lässt sich, wie unten zu sehen sein wird, durch die starke altersabhängige Veränderung der Achsenrichtungen erklären. Ebenso ist zu erkennen, dass in den Querschnittshöhen 26%, 38%, 62% und 74% die Berücksichtigung der Dichteinhomogenität keine signifikante Veränderung in der Richtung des maximalen Trägheitsmomentes gegenüber einer angenommenen homogenen Dichteverteilung erzeugt. Lediglich in Querschnittshöhe 50% ist der Unterschied deutlich (45,0° gegenüber 64,9°), bei allerdings sehr großer Streuung.

Die Größe der interindividuellen Variabilität lässt also zunächst noch keine gesicherten Aussagen über eine Schafthöhenabhängigkeit der Richtung der größten Biegebelastung zu, die vor allem für die Endoprothetik von besonderem Interesse wäre.

3.2.2 Abhängigkeit vom Alter

Als nächstes ist die Frage zu untersuchen, ob es eine Veränderung der Anpassungsrichtung der Femurquerschnitte an die Biegebelastung mit dem Alter gibt. Hierzu wird mit SPSS für Windows 10.0 eine einfache lineare Regressionsanalyse durchgeführt, in der die Abhängigkeit der Richtung des maximalen Trägheitsmomentes vom Alter untersucht wird, wobei für jede Querschnittshöhe sowohl eine angenommene Materialhomogenität, als auch die inhomogene Materialverteilung berücksichtigt wird.

Eine Voraussetzung für die Durchführung einer Regressionsanalyse ist die metrische Skalierbarkeit sowohl der unabhängigen Variable (Alter), als auch der abhängigen Variable (Richtung des maximalen Trägheitsmomentes). Da diese Voraussetzung bei der abhängigen Variable noch nicht erfüllt ist, werden die Gradangaben aus Tab. 3.2 umtransformiert, indem die Beträge der Winkel gebildet werden, so dass Werte zwischen 0° und 90° entstehen (s. Abb. 3.1).

Die entstehende Variable, die im weiteren Verlauf der Arbeit z. B. BETRF26 für den Betrag der Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes in Querschnittshöhe 26% oder BETRM62 für den Betrag der Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in Querschnittshöhe 62% genannt wird, enthält somit keine Information mehr über die genaue Achsenrichtung, sondern ist ein Maß für die Auslenkung dieser Achsenrichtung aus der mediolateralen Richtung. Der Winkelbetrag 0° entspricht dabei der mediolateralen Richtung, der Winkelbetrag 90° entspricht der sagittalen Richtung. Durch die so gewonnene quantitative Skalierbarkeit mit gegebener Größer-Kleiner-Beziehung sind die Achsenrichtungen jetzt einer Regressionsrechnung zugänglich.

In den Abbildungen 3.2 bis 3.11 sind zunächst 2-dimensionale Streudiagramme der Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente und Flächenträgheitsmomente in Abhängigkeit vom Alter zu sehen. Ebenso sind bereits die in der Regressionsrechnung erhaltenen Regressionsgeraden eingezeichnet.

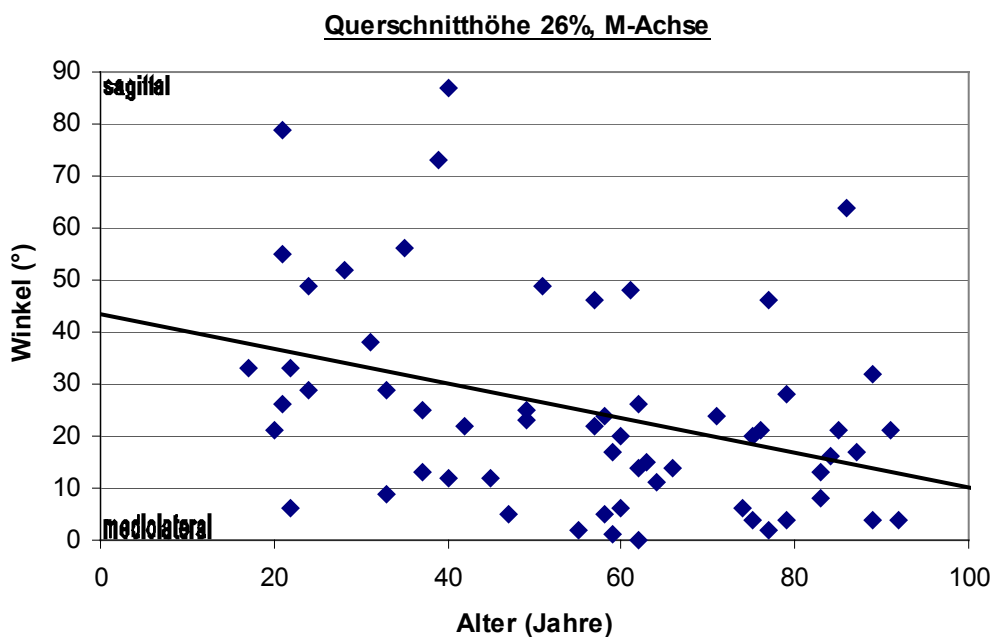


Abbildung 3.2. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 26% vom Alter für beide Geschlechter. Es ist eine leichte Veränderung der Achsenrichtung mit dem Alter zur mediolateralen Richtung hin zu erkennen. Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = -0,33 x + 43,3$.

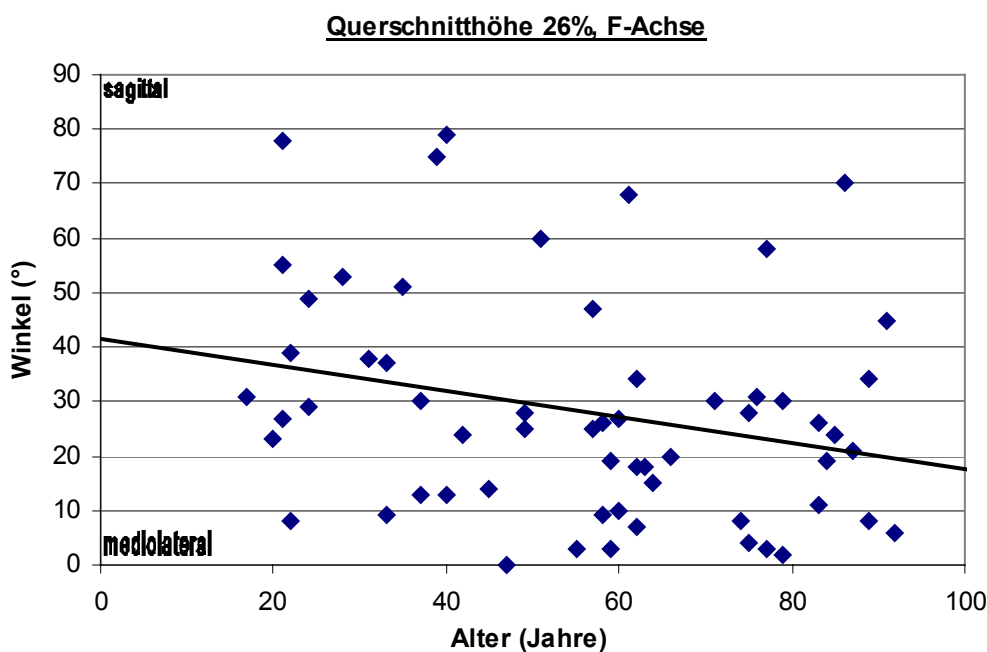


Abbildung 3.3. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 26% vom Alter für beide Geschlechter. Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = -0,24 x + 41,6$. Sie verläuft etwas flacher als in Abb. 3.2.

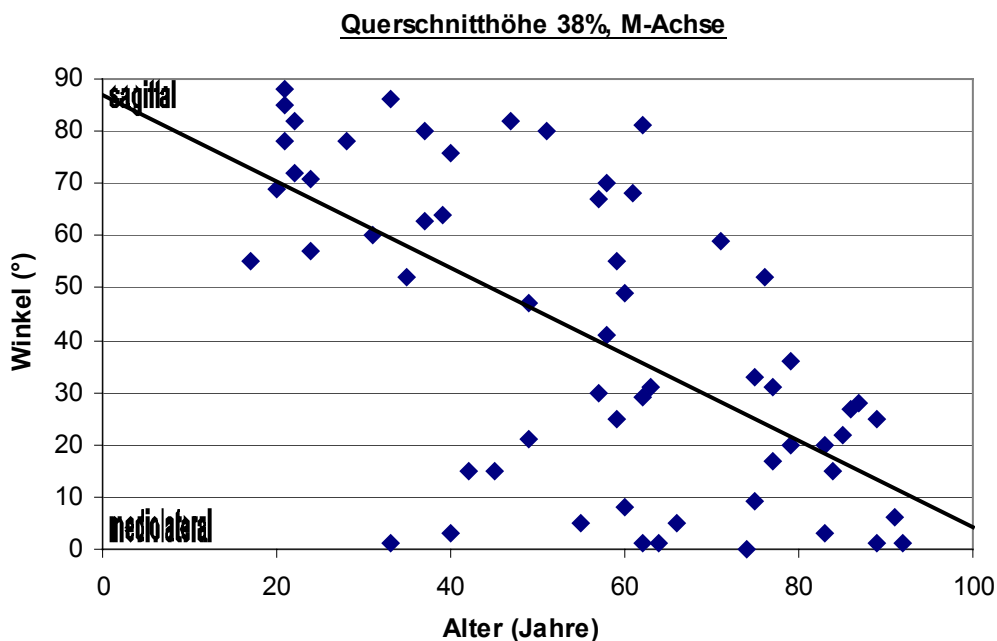


Abbildung 3.4. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 38% vom Alter für beide Geschlechter. Es ist eine deutliche Altersabhängigkeit zu erkennen, die sich im steilen Verlauf der Regressionsgerade widerspiegelt. Dabei dreht die Anpassungsrichtung mit zunehmendem Alter vom sagittalen in den mediolateralen Bereich. Deshalb ergab sich bei der Bildung des Gesamtmittelwertes in Tab. 3.10 so eine große Streuung. Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = -0,83 x + 86,9$.

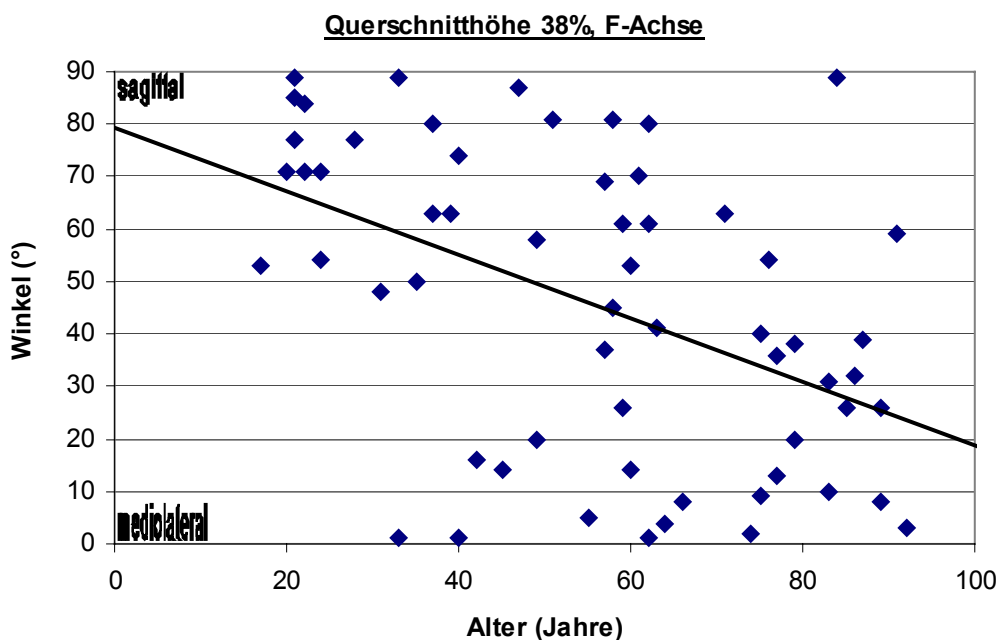


Abbildung 3.5. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 38% vom Alter für beide Geschlechter. Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = -0,61 x + 79,2$. Sie verläuft somit deutlich flacher als in Abb. 3.4.

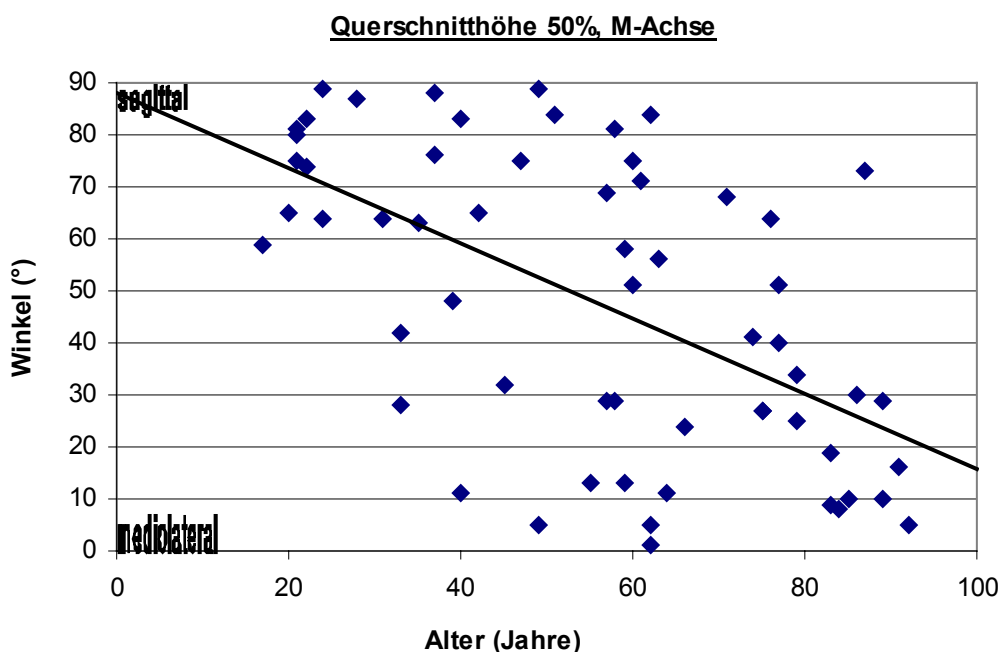


Abbildung 3.6. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 50% vom Alter für beide Geschlechter. Auch hier finden sich bei jungen Femora fast ausschließlich sagittal orientierte Anpassungsrichtungen, während im Alter die mediolaterale Anpassungsrichtung überwiegt. Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = -0,72 x + 88,1$.

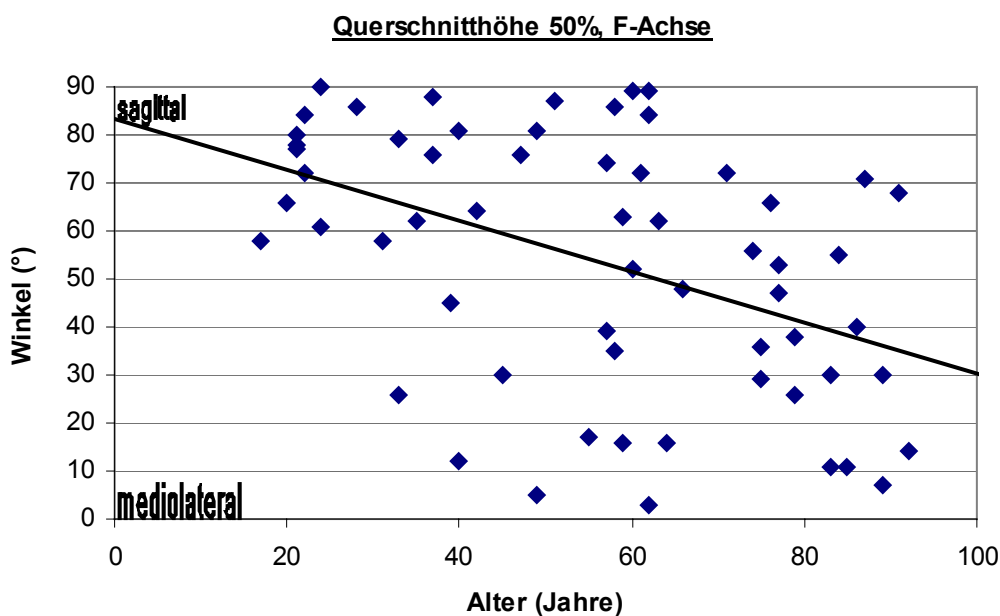


Abbildung 3.7. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 50% vom Alter für beide Geschlechter. Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = -0,52 x + 82,6$. Sie ist wiederum deutlich flacher als in Abb. 3.6.

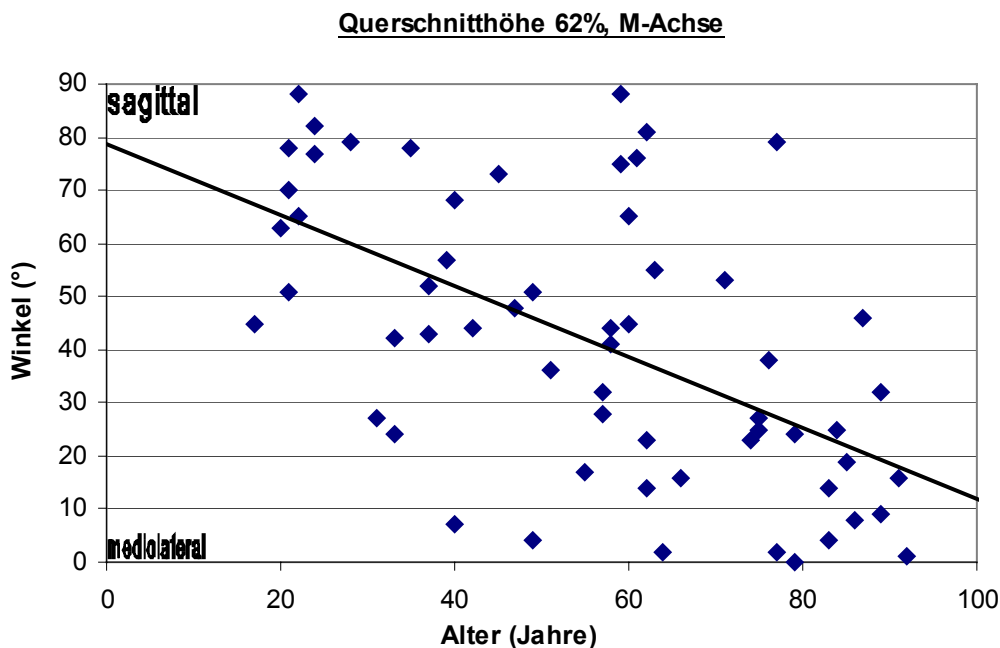


Abbildung 3.8. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 62% vom Alter für beide Geschlechter. Es ist eine zu den Querschnittshöhen 38% und 50% analoge Abhängigkeit zu beobachten. Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = -0,67 x + 78,81$.

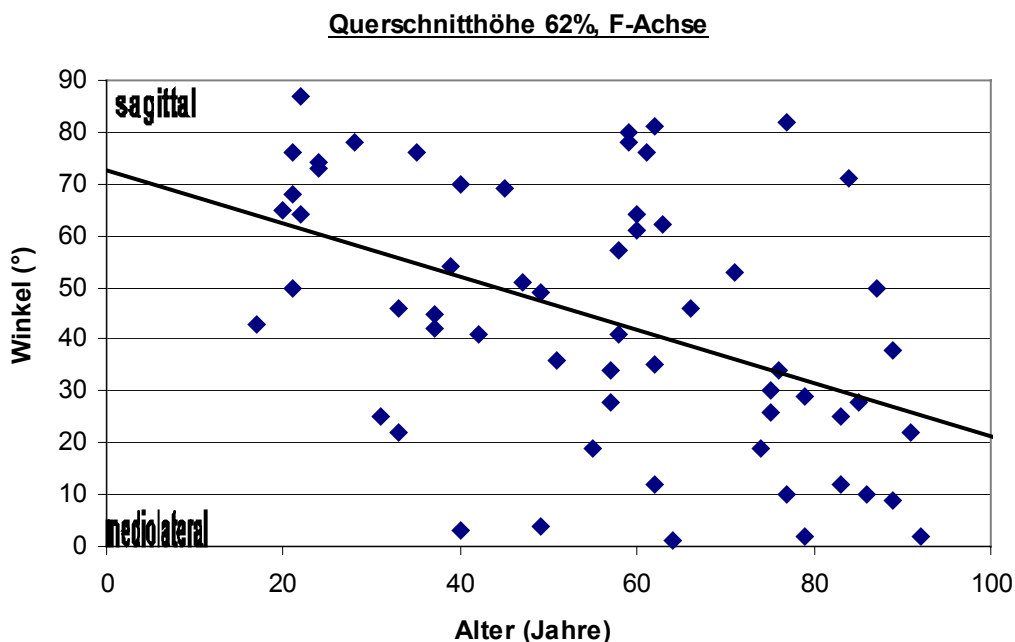


Abbildung 3.9. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 62% vom Alter für beide Geschlechter. Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = -0,51 x + 72,6$. Analog zu den Querschnittshöhen 38% und 50% verläuft sie deutlich flacher als die entsprechende Regressionsgerade im Falle der maximalen Massenträgheitsmomente (Abb. 3.8).

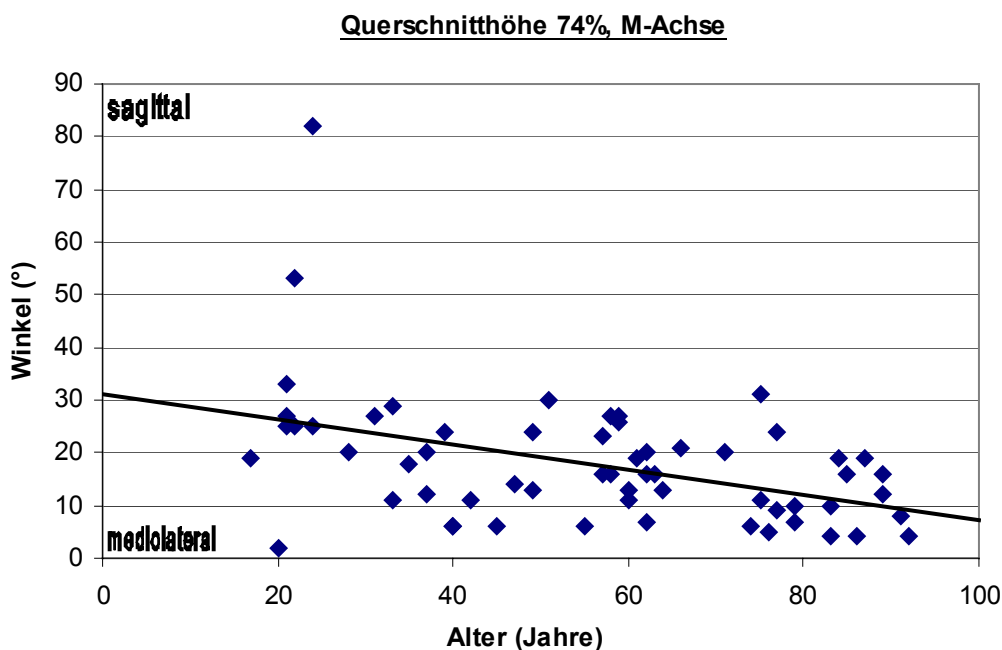


Abbildung 3.10. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 74% vom Alter für beide Geschlechter. Es ist nur eine geringe Veränderung der Achsenrichtung mit dem Alter zur mediolateralen Richtung hin zu erkennen. Deshalb ist auch die Gesamtstreuung der Werte gering (s. Tab. 3.10). Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = -0,24 x + 31,29$.

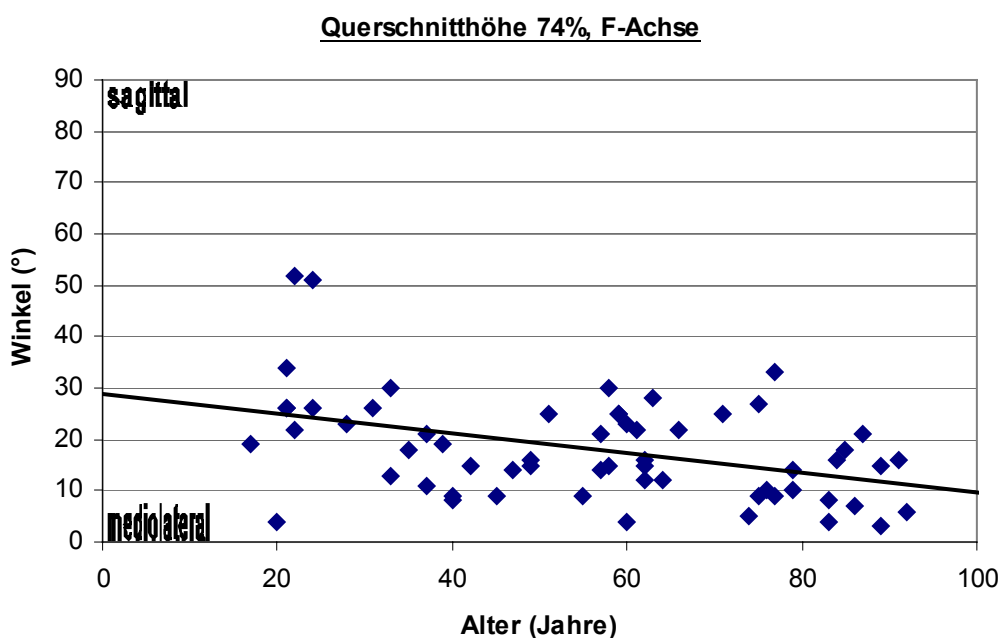


Abbildung 3.11. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 74% vom Alter für beide Geschlechter. Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = -0,19 x + 28,7$.

In den Abbildungen 3.2 bis 3.11 ist deutlich zu erkennen, dass insbesondere in den mittleren Querschnittshöhen 38%, 50%, 62% eine Veränderung der Anpassungsrichtung mit dem Alter erfolgt. Dabei dominiert bei jungen Femora bis ca. 40 Jahre die sagittale Anpassungsrichtung, die erhaltenen Winkelbeträge häufen sich im Bereich 50° bis 90°. Demgegenüber findet mit zunehmendem Alter (ab 70 Jahre) eine Verschiebung zu Anpassungsrichtungen in die medio-laterale Ebene statt. Hier befinden sich die meisten Winkelbeträge im Bereich 0° bis 40°. Unter der Annahme, dass die Richtung des maximalen Trägheitsmomentes die optimale Anpassung an die Richtung der bestehenden Biegebelastung der Femurdiaphyse wiedergibt, lässt sich somit auf eine Verdrehung der auf die Diaphyse einwirkenden Biegerichtung im Laufe des Lebens schließen. In den Querschnittshöhen 26% und 74% ist die Veränderung deutlich schwächer ausgeprägt, was auch am flacheren Verlauf der Regressionsgeraden zu erkennen ist.

Im Vergleich der Richtungen der maximalen Flächenträgheitsmomente (F-Achse) mit den Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente (M-Achse) ist anhand der Punkteverteilung in den Streudiagrammen zunächst kein auffallender Unterschied zu erkennen. Man sieht jedoch, dass die Regressionsgeraden in allen fünf Querschnittshöhen im Falle der M-Achsen steiler abfallen, als im Falle der F-Achsen. Dieser Steigungsunterschied ist insbesondere wieder in den mittleren Querschnittshöhen 38%, 50%, 62% deutlich ausgeprägt. Im Falle der flacher verlaufenden Regressionsgeraden in den Querschnittshöhen 26% und 74% ist dieser Unterschied weniger stark zu beobachten.

Dies bedeutet, dass vor allem in den drei mittleren Querschnittshöhen die Berücksichtigung der inhomogenen Dichteverteilung einen verstärkenden Effekt auf die Veränderung der Richtungen der maximalen Trägheitsmomente mit dem Alter hat. Deutet man diese Richtungen als Anpassungsrichtungen der Femurquerschnitte an die Richtungen der maximalen Biegebelastung, so kann man in der Regelmäßigkeit dieses Unterschiedes ein erstes Indiz dafür sehen, dass zu dieser Anpassung nicht nur die Form der Femurquerschnitte, sondern auch die inhomogene Verteilung der Mineraleichte über den Querschnitt beiträgt.

In der folgenden Tab. 3.11 sind die wichtigsten Ergebnisse der Regressionsrechnung zusammengefasst. In den ersten beiden Zeilen sind die Regressionskoeffizienten B und die Konstanten K aufgeführt, die die bestimmenden Parameter der Regressionsgeraden

$$\text{Winkelbetrag} = B \cdot \text{Alter} + K$$

sind. Dabei kennzeichnet der Regressionskoeffizient B die Steigung der Regressionsgeraden und K den Schnittpunkt der Geraden mit der Winkelachse.

Als nächstes finden sich in Tab. 3.11 der Pearsonsche Korrelationskoeffizient, das Bestimmtheitsmaß R^2 sowie das korrigierte Bestimmtheitsmaß. Der Pearsonsche Korrelationskoeffizient R ist ein Maß für die Stärke des linearen Zusammenhanges zwischen den beiden Variablen. Er nimmt Werte zwischen + 1 (entspricht perfektem positiv linearem Zusammenhang) und -1 (entspricht perfektem negativem Zusammenhang) an. Die Stärke des linearen Zusammenhanges sinkt mit abnehmendem Absolutbetrag von R und verschwindet bei $R = 0$. Bei einem Absolutwert von R kleiner als 0,2 geht man in der Regel von keiner Korrelation aus, bei $0,2 < |R| < 0,5$ spricht man von schwacher Korrelation, bei $0,5 < |R| < 0,75$ von mittelstarker Korrelation, bei $0,75 < |R| < 0,95$ von starker Korrelation und bei $|R| > 0,95$ wird die Korrelation als vollständig angesehen.

Das Bestimmtheitsmaß R^2 , das dem Quadrat des Korrelationskoeffizienten entspricht, wird im allgemeinen herangezogen als Maß für die Güte der Anpassung der Regressionsgeraden an die empirischen Daten. Es nimmt Werte zwischen 0 (kein Zusammenhang zwischen abhän-

giger und unabhängiger Variable) und 1 (die empirischen Werte liegen alle genau auf der Regressionsgeraden) an.

R^2 entspricht dem Quotienten aus erklärter Streuung und Gesamtstreuung.

Dabei ist die Gesamtstreuung die Summe aller 60 quadrierten Differenzen aus den gemessenen Winkelbeträgen y_k und deren Mittelwert.

Sie setzt sich zusammen aus der nicht erklärten Streuung (Residuum), die die Summe der quadrierten Differenzen aus den gemessenen Winkelbeträgen und den Bezugspunkten auf der Regressionsgerade \hat{y} ist sowie aus der erklärten Streuung, die sich als Summe der quadrierten Differenzen aus den Bezugspunkten auf der Regressionsgeraden und dem Mittelwert ergibt.

Gesamtstreuung = erklärte Streuung + nicht erklärte Streuung

$$\sum_{k=1}^{60} (y_k - \bar{y})^2 = \sum_{k=1}^{60} (\hat{y}_k - \bar{y})^2 + \sum_{k=1}^{60} (y_k - \hat{y})^2$$

$$R^2 = \frac{\sum_{k=1}^{60} (\hat{y}_k - \bar{y})^2}{\sum_{k=1}^{60} (y_k - \bar{y})^2}$$

Das korrigierte Bestimmtheitsmaß ergibt sich, indem man vom Bestimmtheitsmaß einen Korrekturfaktor abzieht, der von der Anzahl der empirischen Daten (60) und der unabhängigen Variablen (1) abhängig ist.

Im Anschluss daran finden sich die Ergebnisse der Signifikanzprüfung der Regressionskoeffizienten B und Konstanten K mittels t-Test. Hierbei wird geprüft, ob sich B bzw. K statistisch signifikant von 0 unterscheiden. Dies ist insbesondere bei B von Bedeutung, weil ein Regressionskoeffizient von 0 gerade keinen Zusammenhang zwischen unabhängiger und abhängiger Variable bedeuten würde.

Beim t-Test wird für die Nullhypothese $B = 0$ ein empirischer t-Wert berechnet, der vom ermittelten Regressionskoeffizienten, der Varianz und der Zahl der Freiheitsgrade (Stichprobengröße) abhängig ist. Unter Vorgabe eines Signifikanzniveaus (z. B. 95% oder 99%) lässt sich für die vorgegebene Stichprobengröße ebenso ein theoretischer t-Wert errechnen. Ist nun der Betrag des empirischen t-Wertes größer als der des theoretischen, so kann die Nullhypothese verworfen werden, d. h. der Regressionskoeffizient ist signifikant von 0 verschieden. Die Signifikanz des Regressionskoeffizienten gegenüber 0 entspricht der Signifikanz des Pearsonschen Korrelationskoeffizienten gegenüber 0.

In Tab. 3.11 sind die von SPSS errechneten empirischen t-Werte für die Regressionskoeffizienten B und die Konstanten K angegeben sowie die Irrtumswahrscheinlichkeiten α , die die Wahrscheinlichkeit für eine fälschliche Verwerfung der Nullhypothese angeben. Werte für α kleiner als 5% ergeben somit eine statistische Signifikanz bezüglich eines 95%-Signifikanzniveaus, Werte kleiner als 0,1% bezüglich eines 99,9%-Signifikanzniveaus etc..

Zuletzt sind in Tab. 3.11 noch die 95%-Konfidenzintervalle für B und K angegeben, das sind die Bereiche, in denen B bzw. K mit einer Vertrauenswahrscheinlichkeit von 95% liegt. Die Breite des Intervalles ist wiederum ein Maß für die Güte der Regressionsrechnung.

Tabelle 3.11. Ergebnisse der linearen Regressionsrechnung zur Abhängigkeit der Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente vom Alter.

Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.
	BETRFL26	BETRM26	BETRFL38	BETRM38	BETRFL50	BETRM50	BETRFL62	BETRM62	BETRFL74	BETRM74
Gleichung der Regressionsgeraden: Winkelbetrag = B * Alter + K										
Regressionskoeff. B	-0,24	-0,33	-0,61	-0,83	-0,52	-0,72	-0,51	-0,67	-0,19	-0,24
Konstante K	41,6	43,3	79,2	86,9	82,6	88,1	72,6	78,8	28,7	31,3
Korrelationskoeffizient und Bestimmtheitsmaße										
Korrelationskoeff. R	-0,26	-0,37	-0,47	-0,64	-0,44	-0,57	-0,46	-0,57	-0,42	-0,43
Bestimmtheitsmaß R ²	0,07	0,14	0,22	0,4	0,19	0,33	0,21	0,32	0,18	0,18
korrigiertes R ²	0,05	0,12	0,21	0,39	0,18	0,31	0,2	0,31	0,17	0,17
t-Test zur Absicherung von B und K gegen 0										
t _B (Betrag)	2,06	3,01	4,06	6,26	3,74	5,28	3,93	5,24	3,57	3,6
t _K (Betrag)	5,97	6,54	8,87	10,98	9,88	10,73	9,27	10,32	8,91	7,8
Irrtumswahrscheinlichkeit α										
α (B)	4,4%	0,4%	< 0,1%	< 0,1%	< 0,1%	< 0,1%	< 0,1%	< 0,1%	0,1%	0,1%
α (K)	< 0,1%	< 0,1%	< 0,1%	< 0,1%	< 0,1%	< 0,1%	< 0,1%	< 0,1%	< 0,1%	< 0,1%
95%-Konfidenzintervalle										
Obergrenze B	-0,01	-0,11	-0,31	-0,56	-0,24	-0,45	-0,25	-0,41	-0,08	-0,11
Untergrenze B	-0,47	-0,55	-0,90	-1,09	-0,80	-1,00	-0,78	-0,92	-0,30	-0,37
Obergrenze K	55,5	56,6	97,1	102,7	99,4	104,5	88,2	94,1	35,1	39,3
Untergrenze K	27,7	30,0	61,3	71,0	65,9	71,6	56,9	63,5	22,3	23,3

Interpretation der Ergebnisse aus Tab. 3.11:

Betrachtet man zunächst die bestimmenden Parameter der Regressionsgeraden, die Regressionskoeffizienten B und die Konstanten K, so fällt auf, dass die Regressionskoeffizienten bei den Richtungsbeträgen der maximalen Massenträgheitsmomente („BETRM26“ bis „BETRM74“) durchgehend stärker negativ sind, als die entsprechenden Regressionskoeffizienten bei den Richtungsbeträgen der maximalen Flächenträgheitsmomente. Man sah das oben bereits am steileren Verlauf der Regressionsgeraden. Die größten Differenzen ergeben sich hierbei in den mittleren Querschnittshöhen 38% (Differenz 0,22), 50% (0,20), 62% (0,16), während die Differenzen an den Femurschaftenden geringer sind (0,09 in Querschnittshöhe 26%, 0,05 in Querschnittshöhe 74%).

Wie bereits oben erwähnt, kann dies als Indiz dafür gesehen werden, dass zur Anpassung an die Biegebelastung des Femurschaftes sowohl die Form der Femurquerschnitte, als auch die inhomogene Kalksalzverteilung über den Querschnitt einen Beitrag leisten, zumal der Effekt in den mittleren 3 Querschnittshöhen, an denen die Biegebelastung am größten ist, am deutlichsten ausgeprägt ist.

Analog zu den steileren Regressionsgeraden sind bei den Richtungsbeträgen der maximalen Massenträgheitsmomente auch die Konstanten K größer, da sie den Schnittpunkt der Regressionsgeraden mit der Winkelachse wiedergeben. Auffallend ist hierbei noch der Unterschied zwischen den mittleren 3 Querschnittshöhen mit jeweils hohen K-Werten über 70, die die sagittale Ausrichtung der Femurquerschnitte an die Biegebelastung bei jungen Femora wiedergeben und den beiden Querschnittshöhen an den Diaphysenenden mit K-Werten um und kleiner als 40.

Die Auswertung der Bestimmtheitsmaße zeigt R^2 -Werte von über 0,3 für die mittleren 3 Querschnittshöhen bei den Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente. Angesichts der großen Variabilität innerhalb der Stichprobe, in der beide Geschlechter, verschiedenste Körpergrößen und –gewichte etc. vertreten sind, sind dies akzeptable Werte. Geringere Bestimmtheitsmaße unter 0,2 finden sich für die beiden Querschnittshöhen an den Diaphysenenden. Dies ist neben dem flacheren Verlauf der Regressionsgeraden ein weiteres Zeichen dafür, dass hier das Alter keinen so großen Einfluss auf die Anpassung des Femurquerschnittes an die Biegebelastung hat. Vielmehr scheint es, dass an den Femurschaftenden die reinen Biegekräfte im Betrag nicht mehr so dominant sind wie in der Mitte der Diaphyse, so dass sich die mit zunehmendem Alter veränderte Richtung der maximalen Biegebelastung, die im mittleren Schaftbereich zu der deutlichen Verdrehung der Anpassungsrichtung führt, hier keinen so großen Effekt mehr hat.

Betrachtet man die Bestimmtheitsmaße bei den Richtungen der maximalen Flächenträgheitsmomente, so fällt auf, dass mit Ausnahme der Querschnittshöhe 74% die Bestimmtheitsmaße deutlich geringer ausfallen als bei den Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente, d. h. die Streuung der Punkte um die Regressionsgerade ist deutlich größer. Unter der Annahme, dass sich die Anpassung der Femurdiaphyse an die sich mit dem Alter verändernde Richtung der Biegebelastung in der sich ändernden Richtung der maximalen Trägheitsmomente widerspiegelt, kann die geringere Streuung bei den Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente als zweites Indiz dafür gesehen werden, dass nicht nur die Femurquerschnittsform, sondern auch die inhomogene Materialverteilung über den Querschnitt zu dieser Anpassung beiträgt. Der steilere Abfall der Regressionsgeraden bei den Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente im Vergleich zu den Flächenträgheitsmomenten war bereits oben als erstes Indiz für einen wahrscheinlichen Einfluss der Dichteinhomogenität interpretiert worden.

Im t-Test zur statistischen Signifikanz der Regressionskoeffizienten B und der Konstanten K interessiert insbesondere die Absicherung von B gegen 0, weil dies den Zusammenhang Alter – Richtung der maximalen Trägheitsmomente belegen würde. Hier zeigt sich für alle Querschnittshöhen eine gute Signifikanz. So ist die Irrtumswahrscheinlichkeit α in den mittleren 3 Querschnittshöhen sowohl für die Richtungen der maximalen Flächenträgheitsmomente als auch der maximalen Massenträgheitsmomente jeweils kleiner als 0,1%, d. h. die Regressionskoeffizienten sind hier bezüglich eines Signifikanzniveaus von 99,9% von 0 verschieden. In der Querschnittshöhe 74% betragen die beiden Irrtumswahrscheinlichkeiten genau 0,1%. Hier besteht also keine sichere Abgrenzung von B gegen 0 bezüglich eines Signifikanzniveaus von 99,9%, aber auf jeden Fall noch eine sichere 99%- Signifikanz. In der Querschnittshöhe 26% beträgt die Irrtumswahrscheinlichkeit α im Falle der Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente 0,4%, bei den maximalen Flächenträgheitsmomenten 4,4%. Im ersten Falle besteht also eine Signifikanz von über 99%, im zweiten Falle kann eine Abgrenzung von B gegen 0 nur noch mit einem 95%-Signifikanzniveau belegt werden.

Insgesamt sind die Regressionskoeffizienten insbesondere in den mittleren Querschnittshöhen hochsignifikant von 0 verschieden.

Zusammenfassend liefert die Regressionsanalyse eine hochsignifikante Verdrehung der Richtungen der maximalen Trägheitsmomente mit zunehmendem Alter von sagittal nach mediolateral in allen Querschnittshöhen. Insbesondere in den mittleren 3 Querschnittshöhen, in denen die stärksten Biegekräfte auf die Diaphyse einwirken, ist diese Verdrehung ausgeprägt. Es gibt 2 Indizien, die auf einen Beitrag der inhomogenen Dichteverteilung über den Femurquerschnitt zur Anpassung an die Biegung hinweisen: erstens der in allen Querschnittshöhen regelhaft steilere Verlauf der Regressionsgeraden und zweitens die geringere Streuung um die

Regressionsgeraden bei den Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente, ablesbar am Bestimmtheitsmaß R^2 .

Hinzuzufügen ist, dass obige Regressionsanalyse jedoch keine Kausalzusammenhänge zulässt, d. h. das zunehmende Alter muss nicht die unmittelbare Ursache für die Verdrehung der Richtungen der maximalen Trägheitsmomente sein.

Bezüglich der oben angesprochenen Bedeutung der Richtungen der größten Biegebelastungen für die bestmögliche Einpassung einer Hüftendoprothese in den Femurschaft ist dieses Ergebnis insofern von Bedeutung, als sowohl das Patientenalter als wichtige Variable für die Richtung der Biegebelastung identifiziert ist, als auch sich die Biegerichtungen in den Jahren des Tragens der Prothese verändern, was sich auf die Haltbarkeit der Prothese auswirken kann.

Im folgenden soll eine grundsätzlich andere Bestimmung der Altersabhängigkeit vorgestellt werden, nämlich die Bildung von Untergruppen und die Untersuchung dieser Untergruppen auf vorhandene signifikante Unterschiede. Angesichts der eindeutigen und hochsignifikanten Ergebnisse der Regressionsanalyse ist dies zwar für die Richtungen der maximalen Trägheitsmomente nicht mehr nötig, da in den folgenden Kapiteln jedoch vorrangig mit dieser Methode analysiert wird, soll sie auch schon hier angewendet werden.

Es werden drei Altersgruppen gebildet:

Gruppe „jung“: Alter bis 0 bis 39 Jahre (17 Femora: 10 männliche und 7 weibliche)
 Gruppe „mittel“: Alter 40 bis 69 Jahre (24 Femora: 15 männliche und 9 weibliche)
 Gruppe „alt“: Alter über 70 Jahre (19 Femora: 10 männliche, 9 weibliche)

Zur Überprüfung dieser Gruppen auf signifikante Unterschiede bezüglich gemessener bzw. berechneter Größen stehen im wesentlichen folgende gebräuchliche Testverfahren zur Verfügung:

Zum paarweisen Vergleich zweier Gruppen (unverbundene Stichproben):

- **t-Test** für unverbundene Stichproben bei Normalverteilung der Daten. Das Vorliegen einer Normalverteilung lässt sich vorher grafisch mittels P-P-Normalverteilungsplots bzw. Q-Q-Normalverteilungsplots oder rechnerisch mittels Lilliefors-Test überprüfen.
- **Mann-Whitney-Test** bei nicht normalverteilten Daten.

Zum gleichzeitigen Vergleich mehrerer Gruppen (unverbundene Stichproben):

- **Varianzanalyse** bei normalverteilten Daten innerhalb der Gruppen mit gleicher Varianz. Das Vorliegen gleicher Varianzen lässt sich vorher mittels Levene-Test überprüfen.
- **Kruskal-Wallis-Test** bei nicht normalverteilten Daten.

Bei den vorliegenden Richtungen der maximalen Massen- und Flächenträgheitsmomente ergeben mittels SPSS für Windows erstellte P-P-Plots erkennbare Abweichungen von der Normalverteilung sowie durchgeführte Levene-Tests z. T. deutliche Varianzunterschiede zwischen den Gruppen. Im folgenden werden deshalb ein Kruskal-Wallis-Test und zum paarweisen Vergleich der 3 Gruppen drei Mann-Whitney-Tests durchgeführt.

Kruskal-Wallis-Test

Der Kruskal-Wallis-Test erstellt eine gemeinsame Rangordnung aller Werte (hier: der Winkelbeträge) der verschiedenen Gruppen und testet anschließend die Nullhypothese, dass die mittleren Rangzahlen in den einzelnen Gruppen gleich seien. Mittels einer χ^2 -Verteilung wird eine Signifikanz α für die Nullhypothese berechnet, die der Irrtumswahrscheinlichkeit bei Zurückweisung der Nullhypothese entspricht.

In Tab. 3.12 sind die Ergebnisse für obige Gruppeneinteilung für die Richtungsbeträge der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente aller Querschnittshöhen aufgelistet: die mittleren Rangzahlen für die drei Altersgruppen, der zugehörige Wert in der χ^2 -Verteilung und die ermittelte Signifikanz α .

Tabelle 3.12. Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests der Richtungsbeträge der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente aller Querschnittshöhen für die drei Altersgruppen.

Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.
	BETRFL26	BETRM26	BETRFL38	BETRM38	BETRFL50	BETRM50	BETRFL62	BETRM62	BETRFL74	BETRM74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „jung“	39,82	42,26	42,91	45,59	40,35	42,88	40,18	42,79	41,26	42,03
Gruppe „mittel“	26,46	26,58	28,33	28,67	31,25	29,98	31,85	31,29	29,42	29,69
Gruppe „alt“	27,26	24,92	22,13	19,32	20,74	20,08	20,13	18,5	22,24	21,21
χ^2	6,79	10,87	13,33	20,77	11,40	15,34	12,07	17,45	10,83	12,88
Irrtumswahrsch. α	0,034	0,004	0,001	0,000	0,003	0,000	0,002	0,000	0,004	0,002

Interpretation der Ergebnisse aus Tab. 3.12:

Bei Betrachtung der mittleren Rangzahlen fällt auf, dass sich vor allem die Gruppe „jung“ in allen Querschnittshöhen durch deutlich höhere mittlere Rangzahlen als die Gruppen „mittel“ und „alt“ hervorhebt. Abgesehen von der Querschnittshöhe 26% sind die mittleren Rangzahlen der Gruppe „mittel“ wiederum deutlich höher als die der Gruppe „alt“. Dies bedeutet nichts anderes als das bereits bekannte Ergebnis, dass die Größe des ermittelten Winkelbetrages im Mittel von „jung“ nach „mittel“ bzw. von „mittel“ nach „alt“ abnimmt.

Die Signifikanz ist in allen Fällen hoch. Im Falle der Querschnittshöhen 38%, 50%, 62%, 74% beträgt α jeweils deutlich weniger als 1%, d. h. man kann mit einer über 99-prozentigen Sicherheit von einer Unterscheidung der drei Untergruppen ausgehen. Lediglich bei der Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 26% liegt eine geringfügig erhöhte Irrtumswahrscheinlichkeit von 3,4% vor.

Vergleicht man die Irrtumswahrscheinlichkeiten α für die Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente mit den Richtungen der maximalen Flächenträgheitsmomente in den zugehörigen Querschnittshöhen miteinander, so fällt auf, dass die Signifikanz der erstgenannten jeweils höher ist. Dies lässt sich vergleichen mit der in der Regressionsanalyse festgestellten besseren Anpassung der Regressionsgeraden an die Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente im Vergleich zu den Richtungen der maximalen Flächenträgheitsmomente.

Mann-Whitney-Test

Der Mann-Whitney-Test überprüft die Nullhypothese, dass zwei Gruppen (hier: zwei Altersgruppen) der gleichen Grundgesamtheit entstammen, oder ob signifikante Unterschiede zwischen den Werten (hier: der Richtung der maximalen Massen- bzw. Flächenträgheitsmomente) bestehen. Hierzu werden die Werte beider Gruppen gemeinsam in aufsteigender Folge geordnet und so jedem Wert ein Rang in der Folge zugewiesen. Daraus wird für beide Gruppen die mittlere Rangzahl bestimmt. Über die Berechnung eines U-Wertes, der angibt, wie häufig ein Wert einer Gruppe einem Wert der anderen Gruppe vorausgeht sowie die Berechnung eines W-Wertes, der der Summe der Ränge für die Gruppe mit weniger Fällen entspricht, wird die zweiseitige Signifikanz bestimmt, die der Wahrscheinlichkeit für die fälschliche Verwerfung der Nullhypothese entspricht.

In den folgenden Tabellen 3.13, 3.14 und 3.15 werden die Ergebnisse für die paarweisen Vergleiche der Gruppen „jung“, „mittel“, „alt“ zusammengefasst: die mittleren Rangzahlen sowie die zweiseitige Signifikanz.

Tabelle 3.13. Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests der Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente aller Querschnittshöhen für die beiden Altersgruppen „jung“ und „mittel“.

Vergleich der Gruppen „jung“ und „mittel“										
	26%		38%		50%		62%		74%	
	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.
	BETRFL26	BETRM26	BETRFL38	BETRM38	BETRFL50	BETRM50	BETRFL62	BETRM62	BETRFL74	BETRM74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „jung“	26,21	27,24	26,65	27,79	24,09	25,65	24,38	25,82	26,18	26,35
Gruppe „mittel“	17,31	16,58	17,00	16,19	18,81	17,71	18,6	17,58	17,33	17,21
2-seit. Signifikanz	0,019	0,005	0,011	0,002	0,165	0,036	0,128	0,030	0,020	0,016

Interpretation der Ergebnisse aus Tab. 3.13:

Der Test liefert zum größten Teil hochsignifikante Unterschiede in den Richtungen der maximalen Trägheitsmomente für die beiden Altersgruppen „jung“ und „mittel“. Dabei erweisen sich vor allem die Unterschiede in den Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente als hochsignifikant, alle zweiseitigen Fehlerwahrscheinlichkeiten betragen unter 5%. Demgegenüber ergibt der Test bezüglich der Richtungen der maximalen Flächenträgheitsmomente nur in den Querschnittshöhen 26%, 38% und 74% signifikante Differenzen, in den Querschnittshöhen 50% und 62% betragen die Fehlerwahrscheinlichkeiten 16,5% und 12,8%. Insgesamt sind wie in den bereits durchgeführten statistischen Untersuchungen in allen Querschnittshöhen die Signifikanzen bei den Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente deutlicher ausgeprägt als bei den Richtungen der maximalen Flächenträgheitsmomente.

Tabelle 3.14. Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests der Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente aller Querschnittshöhen für die beiden Altersgruppen „mittel“ und „alt“.

Vergleich der Gruppen „mittel“ und „alt“										
	26%		38%		50%		62%		74%	
	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.
	BETRFL26	BETRM26	BETRFL38	BETRM38	BETRFL50	BETRM50	BETRFL62	BETRM62	BETRFL74	BETRM74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „mittel“	21,65	22,50	23,83	24,98	24,94	24,77	25,75	26,21	24,58	24,98
Gruppe „alt“	22,45	21,37	19,68	18,24	18,29	18,50	17,26	16,68	18,74	18,24
2-seit. Signifikanz	0,835	0,769	0,282	0,080	0,085	0,104	0,028	0,013	0,128	0,079

Interpretation der Ergebnisse aus Tab. 3.14:

Wie an den zweiseitigen Signifikanzen zu sehen ist, liefert der Test nicht in allen Querschnittshöhen signifikante Differenzen zwischen den beiden Altersgruppen „mittel“ und „alt“. Vor allem in Querschnittshöhe 26% ist kein Unterschied zu erkennen, während in den anderen Querschnittshöhen zumindest für die Richtung der maximalen Massenträgheitsmomente Fehlerwahrscheinlichkeiten von 10% oder weniger auftreten. Als mögliche Ursache für die geringer ausfallenden Signifikanzen kann die willkürliche Grenze von 70 Jahren bei der Einteilung der Altersgruppen angesehen werden. Unter der Annahme, dass die Verdrehung der Richtungen der maximalen Trägheitsmomente im Rahmen des Alterungsprozesses des Knochens stattfindet, sind die geringeren Signifikanzen durch interindividuelle Unterschiede in der Geschwindigkeit des Alterungsprozesses erklärbar.

Tabelle 3.15. Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests der Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente aller Querschnittshöhen für die beiden Altersgruppen „jung“ und „alt“.

Vergleich der Gruppen „jung“ und „alt“										
	26%		38%		50%		62%		74%	
	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.
	BETRFL26	BETRM26	BETRFL38	BETRM38	BETRFL50	BETRM50	BETRFL62	BETRM62	BETRFL74	BETRM74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „jung“	22,62	24,03	25,26	26,79	25,26	26,24	24,79	25,97	24,09	24,68
Gruppe „alt“	14,82	13,55	12,45	11,08	12,45	11,58	12,87	11,82	13,5	12,97
2-seit. Signifikanz	0,026	0,003	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,001	<0,001	0,002	0,001

Interpretation der Ergebnisse aus Tab. 3.15:

Der Vergleich der beiden Untergruppen „jung“ und „alt“ liefert die mit Abstand deutlichsten Signifikanzen, was nach den Ergebnissen der Regressionsanalyse und des Kruskal-Wallis-Tests auch erwartet werden konnte.

3.2.3. Abhängigkeit vom CCD-Winkel

Nachdem obige Untersuchungen deutliche Abhängigkeiten der Richtungen der maximalen Massen- und Flächenträgheitsmomente von den Querschnittshöhen und vom Alter ergeben haben, interessiert als nächstes, ob es einen Zusammenhang zwischen dem CCD-Winkel zwischen Femurhals und -diaphyse und den Richtungen der maximalen Trägheitsmomente gibt. Dies wäre insofern eine zu erwartende Abhängigkeit, als die Größe des CCD-Winkels direkten Einfluss auf die Lage der Femurdiaphyse in Bezug auf die Körperachse und damit auf Größe und Richtung der auf die Diaphyse übertragenen Kraft hat.

Im folgenden soll analog zu Kapitel 3.2.2 zunächst eine lineare Regressionsrechnung durchgeführt werden. Die unabhängige Variable besteht hier im CCD-Winkel, die abhängige Variable wird wie in Kap. 3.2.2 aus den Beträgen der Winkel der Richtungen der maximalen Flächen- bzw. Massenträgheitsmomente gebildet.

Zunächst dienen zur grafischen Darstellung in den Abbildungen 3.12 bis 3.16 die 2-dimensionalen Streudiagramme, die die Abhängigkeit der Richtungsbeträge der maximalen Massenträgheitsmomente vom CCD-Winkel sowie die erhaltenen Regressionsgeraden zeigen. Wegen des optisch kaum festzustellenden Unterschiedes wird hier auf die Darstellung der Abhängigkeit der Richtungsbeträge der maximalen Flächenträgheitsmomente verzichtet.

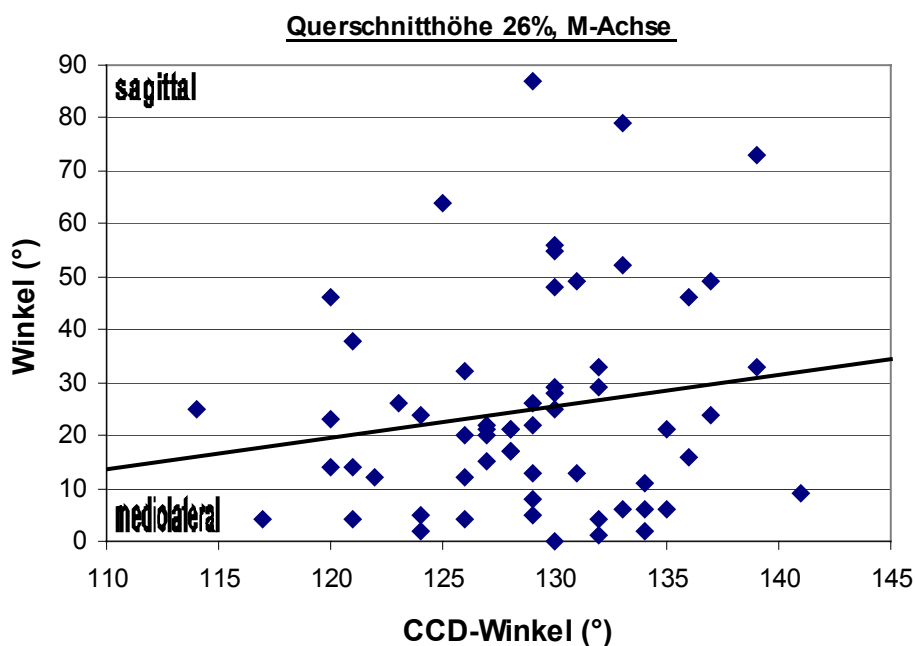


Abbildung 3.12. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 26% vom CCD-Winkel für beide Geschlechter. Man erkennt eine tendenzielle Veränderung der Richtung mit zunehmendem CCD-Winkel von mediolateral zu sagittal. Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = 0,59x - 51,80$.

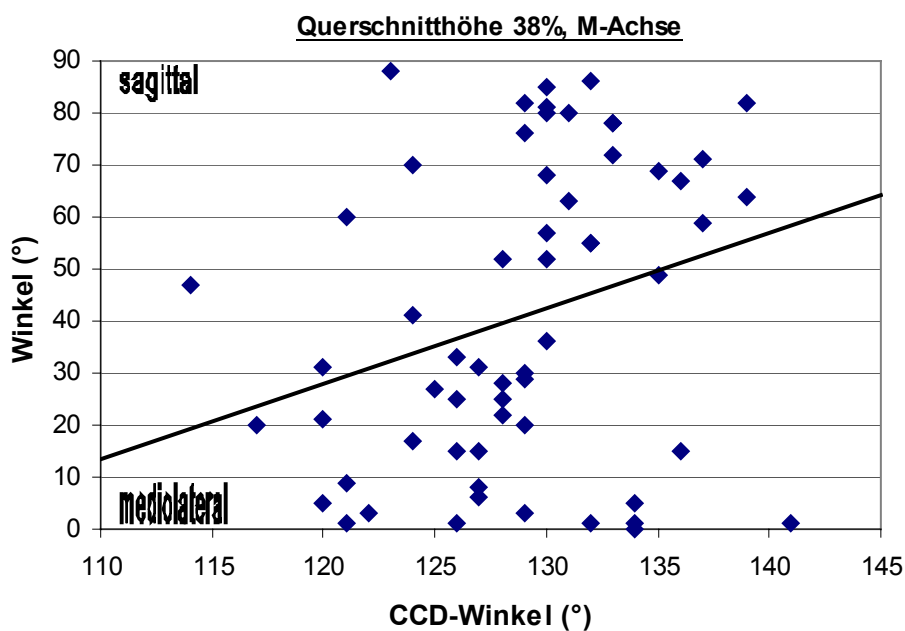


Abbildung 3.13. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 38% vom CCD-Winkel für beide Geschlechter. Die Regressionsgerade zeigt wiederum eine Zunahme des Winkels mit steigendem CCD-Winkel. Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = 1,46x - 146,90$.

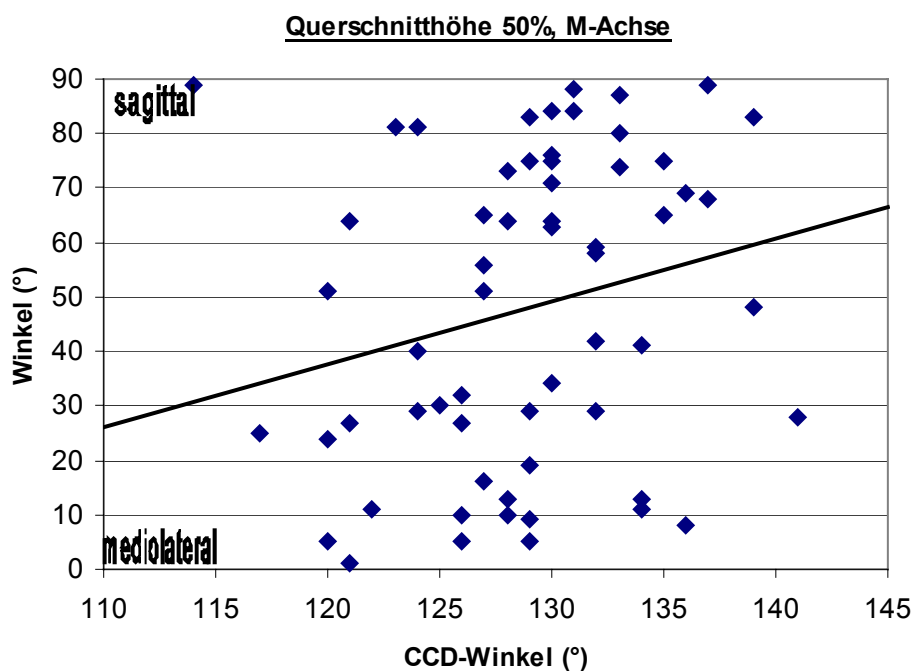


Abbildung 3.14. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 50% vom CCD-Winkel für beide Geschlechter. Auch hier zeigt die Regressionsgerade eine Zunahme des Winkels mit steigendem CCD-Winkel. Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = 1,16x - 101,28$.

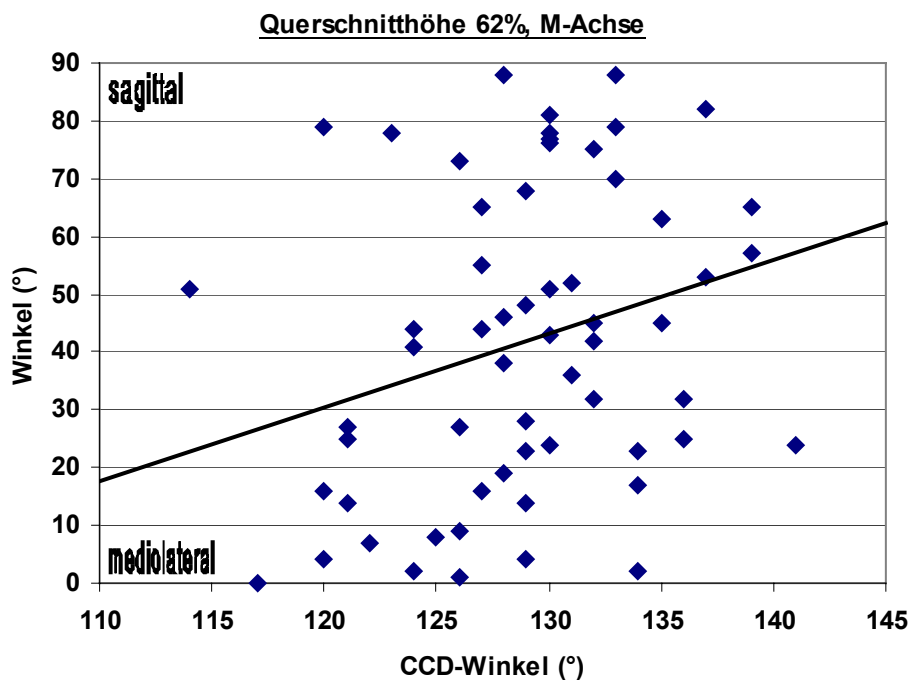


Abbildung 3.15. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 62% vom CCD-Winkel für beide Geschlechter. Es ist erneut eine Abhängigkeit wie in den Querschnittshöhen 38% und 50% zu erkennen. Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = 1,27x - 121,87$.

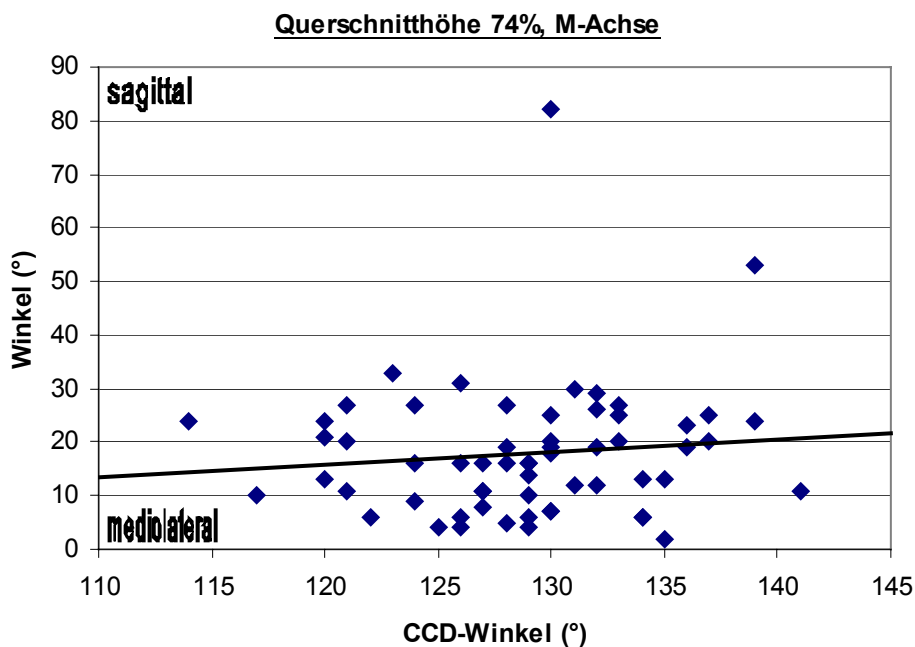


Abbildung 3.16. Abhängigkeit der Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in der Querschnittshöhe 74% vom CCD-Winkel für beide Geschlechter. Die Regressionsgerade zeigt keine Abhängigkeit an. Die Gleichung der Regressionsgerade lautet $y = 0,24x - 13,15$.

Im folgenden sind wie in Kap. 3.2.2 tabellarisch die Ergebnisse der Regressionsrechnung aufgelistet.

Tabelle 3.16. Ergebnisse der linearen Regressionsrechnung zur Abhängigkeit der Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente vom CCD-Winkel.

Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.
	BETRFL26	BETRM26	BETRFL38	BETRM38	BETRFL50	BETRM50	BETRFL62	BETRM62	BETRFL74	BETRM74
Gleichung der Regressionsgeraden: Winkelbetrag = B * CCD + K										
Regressionskoeff. B	0,55	0,59	1,64	1,46	1,41	1,16	1,26	1,27	0,24	0,24
Konstante K	-42,67	-51,80	-165,05	-146,90	-128,00	-101,28	-118,87	-121,87	-12,35	-13,15
Korrelationskoeffizient und Bestimmtheitsmaße										
Korrelationskoeff. R	0,15	0,17	0,32	0,28	0,30	0,23	0,28	0,27	0,13	0,11
Bestimmtheitsmaß R ²	0,02	0,03	0,10	0,08	0,09	0,05	0,08	0,07	0,02	0,01
korrigiertes R ²	0,006	0,01	0,09	0,06	0,07	0,04	0,06	0,06	0,00	0,00
t-Test zur Absicherung von B und K gegen 0										
t _B (Betrag)	1,16	1,27	2,56	2,23	2,38	1,79	2,25	2,14	1,01	0,82
t _K (Betrag)	0,70	0,86	2,00	1,74	1,68	1,21	1,64	1,59	0,41	0,35
Irrtumswahrscheinlichkeit α										
α (B)	0,25	0,21	0,01	0,03	0,02	0,08	0,03	0,04	0,32	0,42
α (K)	0,49	0,39	0,05	0,09	0,10	0,23	0,11	0,12	0,69	0,73
95%-Konfidenzintervalle										
Obergrenze B	1,50	1,53	2,91	2,77	2,59	2,45	2,39	2,46	0,71	0,83
Untergrenze B	-0,40	-0,34	0,36	0,15	0,23	-0,14	0,14	0,08	-0,23	-0,35
Obergrenze K	79,81	68,82	-0,17	22,03	24,74	65,82	26,29	31,46	48,20	62,57
Untergrenze K	-165,14	-172,41	-329,92	-315,83	-280,73	-268,39	-264,02	-275,19	-72,91	-88,88

Interpretation der Ergebnisse aus Tab. 3.16:

Die Berechnung der Regressionsgeraden Winkelbetrag = B • CCD + K liefert in allen Querschnittshöhen positive Werte für B, d. h. die Geraden steigen an bzw. mit zunehmendem CCD-Winkel dreht die Richtung der maximalen Trägheitsmomente von mediolateral nach sagittal. Dabei fallen keine regelhaften Unterschiede zwischen den Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente auf, wie es im Falle der Abhängigkeit vom Alter festgestellt wurde. Die Pearsonschen Korrelationskoeffizienten R liegen in den mittleren drei Querschnittshöhen zwischen 0,2 und 0,5, d. h. es liegt eine schwache Korrelation vor. In den Querschnittshöhen 26% und 74% ist dagegen R kleiner als 0,2, d. h. es ist keine Korrelation feststellbar. Ähnlich verhält es sich mit der Signifikanz des Korrelationskoeffizienten bzw. des Regressionskoeffizienten gegen 0: in den mittleren drei Querschnittshöhen liegt α unter 0,1, mit Ausnahme des maximalen Massenträgheitsmomentes in Querschnittshöhe 50% sogar unter 0,05, d. h. hier ist B bzw. R bezüglich eines 95%-Signifikanzniveaus von 0 verschieden. In den Querschnittshöhen 26% und 74% ist α dagegen größer als 0,2, d. h. hier ist B bzw. R nicht signifikant von 0 zu unterscheiden.

Wie bereits bei der Untersuchung der Abhängigkeiten der Richtungen der maximalen Trägheitsmomente vom Alter erwähnt wurde, lassen die festgestellten Korrelationen jedoch keine Aussagen über eine durch die Veränderung des CCD-Winkels kausal verursachte Änderung der Richtung des maximalen Trägheitsmomentes zu. So ist in früheren Untersuchungen bereits festgestellt worden, dass der CCD-Winkel mit zunehmendem Alter abnimmt. Es kann also nicht entschieden werden, ob das Alter, der CCD-Winkel, eine Kombination aus beiden Größen, oder z. B. eine bisher unbekannte Größe, die mit dem Alter und dem CCD-Winkel korreliert, die Ursache für die Veränderung der Richtungen der maximalen Trägheitsmomente ist. Dies ist ein häufig auftretendes Problem bei Untersuchungen mit vielen Variablen mit verschiedenen Abhängigkeiten, die nicht offensichtlich sind. So kann in unserem Fall keineswegs davon ausgegangen werden, dass die bekannten Personendaten unabhängige Größen und die gemessenen und berechneten Größen abhängige Größen sind. Zur Entschlüsselung der Abhängigkeiten des Systems dient eine Faktorenanalyse, die in Kap. 4 durchgeführt wird.

Im folgenden soll die Abnahme des CCD-Winkels mit zunehmendem Alter in unserer vorliegenden Stichprobe untersucht werden. Dazu wird mit SPSS eine einfaktorielle Varianzanalyse (Analysis of variance = ANOVA) durchgeführt. Voraussetzungen für die Durchführbarkeit sind:

1. Normalverteilung: Die Stichprobe entstammt einer normalverteilten Grundgesamtheit, die gemessenen CCD-Winkel müssen also annähernd normalverteilt sein.
2. Varianzhomogenität: Die Varianzen der Gruppen in der Grundgesamtheit müssen annähernd gleich sein.

Bedingung 1. kann mittels eines Normalverteilungsplots, z. B. P-P-Plot oder Q-Q-Plot überprüft werden. SPSS liefert bei der Überprüfung folgenden Q-Q-Plot:

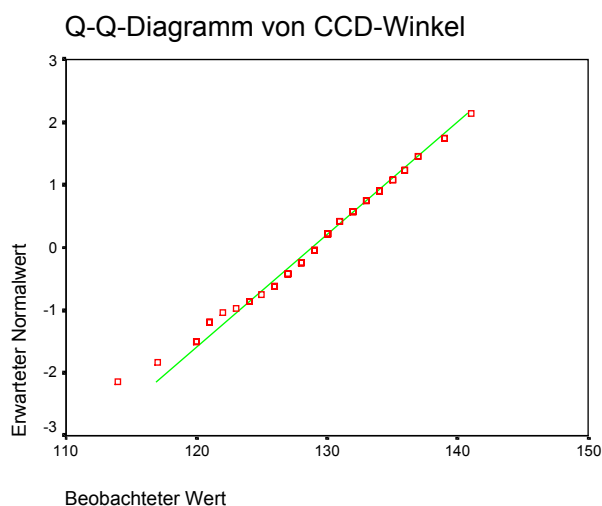


Abbildung 3.17. Q-Q-Normalverteilungsplot der gemessenen CCD-Winkel.

Die eingezeichnete Diagonale gibt die erwartete Lage der empirischen Werte an, wenn sie einer normalverteilten Grundgesamtheit entstammen. Wie in Abb. 3.17 zu sehen ist, erfüllen die gemessenen CCD-Winkel diese Bedingung sehr gut.

Bedingung 2. wird mit dem Levene-Test überprüft, der die Nullhypothese testet, dass die Varianzen in allen Untergruppen gleich sind.

SPSS lieferte hier als Ergebnis eine Wahrscheinlichkeit für ein fehlerhaftes Zurückweisen der Nullhypothese von 90,9% an, d. h. es kann Varianzhomogenität angenommen werden.

Nachdem die beiden Voraussetzungen gut erfüllt sind, kann nun die einfaktorielle Varianzanalyse durchgeführt werden.

Die getestete Nullhypothese lautet hierbei, dass sich die Mittelwerte der Untergruppen (hier: Altersgruppen „jung“, „mittel“, „alt“) in der Grundgesamtheit nicht unterscheiden. Hierzu wird die gesamte Streuung der Stichprobe in die Streuung zwischen den Untergruppen (S_Z) und in die Streuung innerhalb der Untergruppen (S_I) zerlegt. Durch Quotientenbildung wird ein F-Wert gebildet, dessen Wert ein Maß für die Streuung zwischen den Untergruppen bezogen auf die Streuung innerhalb der Untergruppen ist und damit für die Signifikanz der Unterschiede der Mittelwerte der Untergruppen.

$$F = \frac{\frac{S_Z}{k-1}}{\frac{S_I}{N-k}}$$

(N = Anzahl der Fälle, k = Anzahl der Untergruppen)

Für unseren Fall errechnete SPSS einen F-Wert von 5,173 und eine Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,9%, d. h. die Nullhypothese wird mit einer nur 0,9-prozentigen Wahrscheinlichkeit fälschlich zurückgewiesen bzw. die Mittelwerte der 3 Untergruppen unterscheiden sich mit einer über 99-prozentigen Signifikanz.

Das Ergebnis der Varianzanalyse sind somit hochsignifikante Unterschiede der CCD-Winkel in den 3 Altersgruppen, wobei jedoch keine paarweisen Vergleiche der Gruppen untereinander durchgeführt wurden. Hierzu bietet SPSS sog. multiple Vergleichstests an, z. B. Tests nach Scheffe, Tukey-HSD, LSD (=lowest significant difference), Bonferroni.

Ergebnis dieser Tests ist eine signifikante Unterscheidung der Gruppen „jung“ und „mittel“ (Irrtumswahrscheinlichkeiten: Scheffe: 1,8%, Tukey-HSD: 1,3%, LSD: 0,5%, Bonferroni: 1,4%) sowie „jung“ und „alt“ (Irrtumswahrscheinlichkeiten: Scheffe: 3,1%, Tukey-HSD: 2,3%, LSD: 0,9%, Bonferroni: 2,6%), aber keine mögliche Differenzierung der Gruppen „mittel“ und „alt“ (Irrtumswahrscheinlichkeiten: Scheffe: 99,8%, Tukey-HSD: 99,7%, LSD: 94,6%, Bonferroni: 100,0%).

Zusammengefasst liefert die statistische Untersuchung eine signifikante Abnahme des CCD-Winkels mit zunehmendem Alter.

3.3 Die Trägheitsmomente in der Femurquerschnittebene

Nach der Untersuchung der Richtung der maximalen Trägheitsmomente soll in diesem Kapitel die Größe der Trägheitsmomente in den anderen Richtungen innerhalb der Querschnittebene analysiert werden.

Wie in Kap. 2.6 bereits erläutert wurde, werden hierfür Flächenträgheitsmomente und Massenträgheitsmomente in der Femurquerschnittebene in Abhängigkeit von der Richtung grafisch dargestellt (siehe Abb. 2.11). Daraus lassen sich anhand der Maxima und Minima die bereits bekannten Richtungen der maximalen Trägheitsmomente sowie die Richtungen der minimalen Trägheitsmomente ablesen. Diese stehen stets aufeinander senkrecht, da sie die Hauptachsen der Trägheitsellipse darstellen. Ferner lassen sich die Verhältnisse minimales Trägheitsmoment/maximales Trägheitsmoment ablesen, die in Kap. 3.1, Tab. 3.3 aufgelistet sind. Aus ihnen kann man auf die in Kap. 2.6 dargestellte Weise die numerischen Exzentrizitäten der Trägheitsellipsen berechnen. Diese sind ein Maß für die Schärfe der Anpassung der Femurquerschnitte an die Richtung der Biegebelastung, da mit steigender Exzentrizität die Breite der Sektoren sinkt, innerhalb derer das Trägheitsmoment nur geringfügig kleiner ist als das maximale Trägheitsmoment. Die numerischen Exzentrizitäten finden sich in Tab. 3.4.

Schließlich lassen sich die numerischen Exzentrizitäten der Flächenträgheitsellipsen und Massenträgheitsellipsen vergleichen. Deren Differenzen (siehe Tab. 3.5) sind ein Maß für eine erhöhte Kalksalzdichte im Bereich der größten Biegebelastungen und damit auch für den Beitrag der Dichteverteilung zur funktionellen Anpassung.

3.3.1 Abhängigkeit vom Geschlecht

Zuerst sollen Mittelwerte der Verhältnisse von minimalen zu maximalen Trägheitsmomenten aus Tab. 3.3 gebildet werden. Wegen der physiologischen, unterschiedlichen Formung der Querschnitte in den verschiedenen Querschnittshöhen macht nur eine getrennte Untersuchung der 5 Querschnittshöhen Sinn. Zunächst sollen die Verhältnisse zwischen den beiden Geschlechtsgruppen verglichen werden. Die Ergebnisse sind in Tab. 3.17 aufgeführt und in einem Säulendiagramm (Abb. 3.18) grafisch dargestellt.

Tabelle 3.17. Mittelwerte und Standardabweichungen der Verhältnisse minimales Trägheitsmoment/maximales Trägheitsmoment, getrennt nach Querschnittshöhen und Geschlechtern. Berechnung aus den Messwerten aus Tab. 3.3.

Qh		Männer		Frauen	
		Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.
26%	Mittelwert	0,769	0,781	0,738	0,752
	Standardabw	0,107	0,080	0,117	0,107
38%	Mittelwert	0,855	0,865	0,761	0,780
	Standardabw	0,080	0,072	0,107	0,111
50%	Mittelwert	0,849	0,848	0,795	0,809
	Standardabw	0,070	0,067	0,075	0,075
62%	Mittelwert	0,879	0,887	0,835	0,851
	Standardabw	0,058	0,055	0,077	0,075
74%	Mittelwert	0,809	0,797	0,763	0,770
	Standardabw	0,072	0,067	0,098	0,093

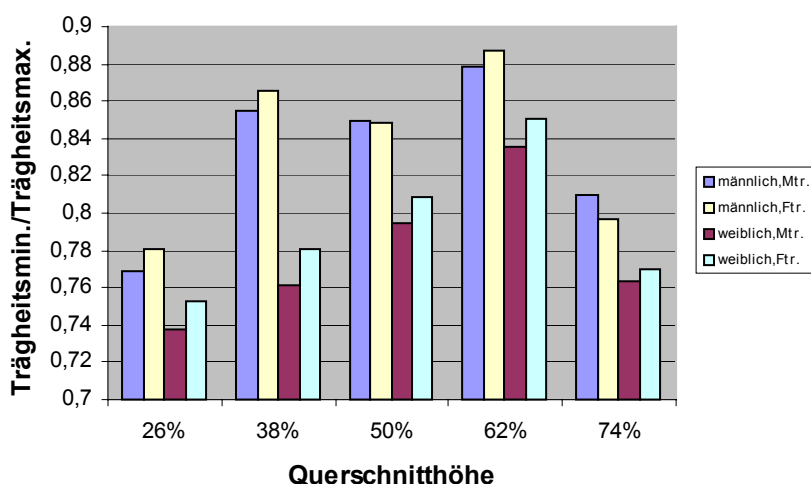


Abbildung 3.18. Mittelwerte der Verhältnisse minimales Trägheitsmoment/maximales Trägheitsmoment, getrennt nach Querschnittshöhen.

Man erkennt in Tab. 3.17 bzw. Abb. 3.18, dass die Verhältnisse minimales Trägheitsmoment/maximales Trägheitsmoment in allen Querschnittshöhen bei den Männern größer sind als bei den Frauen. Dies bedeutet, dass der Unterschied zwischen größtem und kleinstem Trägheitsmoment bei den Männern nicht so groß ist wie bei den Frauen. Außerdem ist in der Frauengruppe das Verhältnis bei den Flächenträgheitsmomenten in allen Querschnittshöhen größer als bei den Massenträgheitsmomenten. In der Männergruppe gilt dies nur bei den beiden proximalen Querschnittebenen.

Auf eine statistische Auswertung dieses Ergebnisses wird verzichtet, stattdessen werden jetzt die Mittelwerte der resultierenden numerischen Exzentrizitäten der Flächenträgheitsellipsen („nmexzf“) und Massenträgheitsellipsen („nmexzm“) dargestellt. Hier erfolgt dann eine statistische Untersuchung.

Tabelle 3.18. Mittelwerte und Standardabweichungen der numerischen Exzentrizitäten der Massenträgheitsellipsen („nmexzm“) und Flächenträgheitsellipsen („nmexzf“), getrennt nach Querschnittshöhen und Geschlechtern. Berechnung aus den Werten aus Tab. 3.4.

Qh		Männer		Frauen	
		nmexzm	nmexzf	nmexzm	nmexzf
26%	Mittelwert	0,471	0,460	0,496	0,484
	Standardabw	0,097	0,089	0,127	0,114
38%	Mittelwert	0,365	0,352	0,478	0,455
	Standardabw	0,109	0,106	0,103	0,113
50%	Mittelwert	0,376	0,379	0,444	0,427
	Standardabw	0,097	0,089	0,089	0,094
62%	Mittelwert	0,338	0,326	0,392	0,370
	Standardabw	0,084	0,081	0,104	0,110
74%	Mittelwert	0,429	0,444	0,474	0,469
	Standardabw	0,085	0,077	0,112	0,104

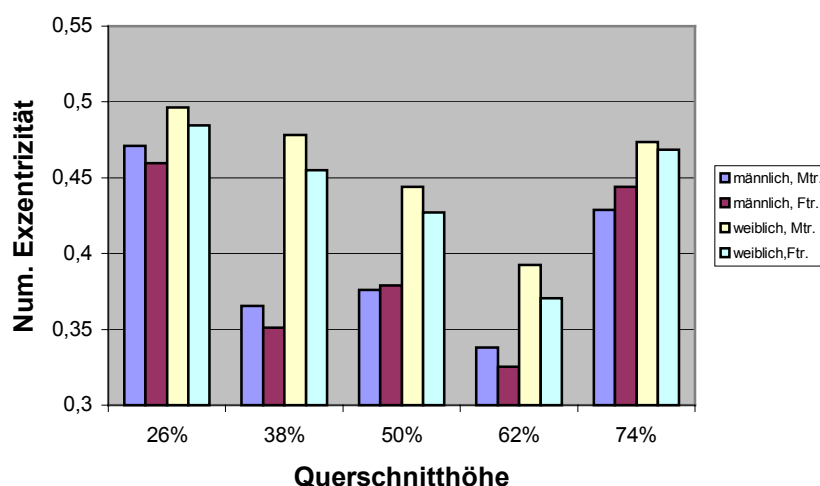


Abbildung 3.19. Mittelwerte der numerischen Exzentrizitäten der Massen- und Flächenträgheitsellipsen, getrennt nach Querschnittshöhen und Geschlechtern.

Analog zu Tab. 3.17 bzw. Abb. 3.18 lassen sich für die numerischen Exzentrizitäten aus Tab. 3.18 bzw. Abb. 3.19 folgende Ergebnisse ablesen:

Die numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen der Frauen sind in allen Querschnittshöhen durchschnittlich größer als diejenigen der Männer. Die Trägheitsellipsen sind also „länglicher“ und die Winkelsektoren enger, innerhalb derer die Trägheitsmomente nur geringfügig vom maximalen Trägheitsmoment abweichen, die Anpassung an die Richtung der größten Biegebelastung ist also schärfer.

Die Massenträgheitsellipsen der Frauen weisen in allen Querschnittshöhen größere numerische Exzentrizitäten auf als die Flächenträgheitsellipsen, was für einen verstärkten Kalksalzeinbau in Regionen hoher Belastung spricht. Analog zu oben gilt dies in der Männergruppe nur in den beiden proximalen Querschnittebenen.

Es werden nun zunächst die Geschlechtsdifferenzen der numerischen Exzentrizitäten in einem Mann-Whitney-Test getestet. Dabei werden für alle Querschnittshöhen sowohl die numerischen Exzentrizitäten der Flächenträgheitsellipsen (nmexzf) als auch der Massenträgheitsellipsen (nmexzm) beider Geschlechter gegenübergestellt. Tab. 3.19 enthält die Ergebnisse.

Tabelle 3.19. Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests der numerischen Exzentrizitäten aller Querschnittshöhen für die Gruppen „Frauen“ und „Männer“.

Vergleich der Gruppen „Frauen“ und „Männer“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	nmexzf26	nmexzm26	nmexzf38	nmexzm38	nmexzf50	nmexzm50	nmexzf62	nmexzm62	nmexzf74	nmexzm74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „Frauen“	33,64	34,00	39,10	40,00	36,22	37,60	35,66	36,48	33,54	35,88
Gruppe „Männer“	28,26	28,00	24,36	23,71	26,41	25,43	26,81	26,23	28,33	26,66
2-seit. Signifikanz	0,238	0,189	0,001	0,000	0,032	0,008	0,053	0,025	0,254	0,043

Der Mann-Whitney-Test ergibt signifikant höhere numerische Exzentrizitäten der Trägheitsellipsen bei den Frauen in den Querschnittshöhen 38%, 50% und 62%, in Querschnittshöhe 26% wird kein Signifikanzniveau erreicht. In der Querschnittshöhe 74% sind nur die numerischen Exzentrizitäten der Massenträgheitsellipsen signifikant bei den Frauen größer, nicht jedoch die der Flächenträgheitsellipsen.

3.3.2 Abhängigkeit vom Alter

Im folgenden soll nun die Entwicklung der numerischen Exzentrizitäten mit zunehmendem Alter untersucht werden. Dazu werden analog zu Tab. 3.18 bzw. Abb. 3.19 Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet, jedoch innerhalb einer Geschlechtsgruppe aufgeteilt in die bereits bekannten Altersgruppen. In Tab. 3.20 sind zunächst die Resultate der Untergruppe „Frauen“ aufgeführt, die grafische Darstellung erfolgt in Abb. 3.20.

Tabelle 3.20. Mittelwerte und Standardabweichungen der numerischen Exzentrizitäten der Massen- und Flächenträgheitsellipsen bei den **Frauen**, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Qh		Untergruppe „jung“		Untergruppe „mittel“		Untergruppe „alt“	
		Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.
26%	Mittelwert	0,441	0,444	0,446	0,449	0,589	0,551
	Standardabw	0,104	0,104	0,139	0,122	0,054	0,074
38%	Mittelwert	0,494	0,494	0,447	0,431	0,496	0,449
	Standardabw	0,148	0,141	0,048	0,068	0,083	0,104
50%	Mittelwert	0,432	0,429	0,438	0,434	0,460	0,419
	Standardabw	0,117	0,104	0,086	0,086	0,086	0,095
62%	Mittelwert	0,347	0,360	0,390	0,385	0,430	0,364
	Standardabw	0,087	0,093	0,111	0,103	0,092	0,128
74%	Mittelwert	0,389	0,406	0,487	0,474	0,526	0,512
	Standardabw	0,104	0,100	0,083	0,094	0,091	0,074

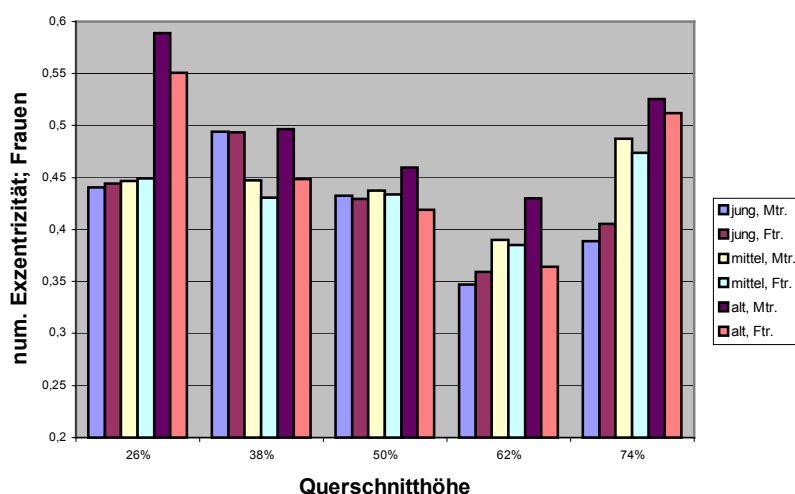


Abbildung 3.20. Mittelwerte der numerischen Exzentrizitäten der Massen- und Flächenträgheitsellipsen bei den **Frauen**, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Man erkennt anhand Abb. 3.20, dass die numerischen Exzentrizitäten in der Frauengruppe in den Querschnittshöhen 26% und 74% mit dem Alter zunehmen, während in den mittleren Querschnittshöhen keine regelhafte Altersabhängigkeit zu bestehen scheint. In der Querschnittshöhe 26% sind lediglich die numerischen Exzentrizitäten der Untergruppe „alt“ deutlich größer als die der anderen beiden Untergruppen, in der Querschnittshöhe 74% steigen die Werte kontinuierlich. In Abb. 3.19 wurde deutlich, dass die Massenträgheitsellipsen in allen Querschnittshöhen eine höhere numerische Exzentrizität haben als die Flächenträgheitsellipsen. Betrachtet man Abb. 3.20, so wird deutlich, dass dieser Sachverhalt im wesentlichen durch die Untergruppe „alt“ verursacht wird, während in den anderen Altersgruppen kein regelhafter Unterschied in den numerischen Exzentrizitäten der Massen- und Flächenträgheitsellipsen bemerkbar ist.

Im folgenden soll zunächst die beobachtete Altersabhängigkeit statistisch überprüft werden. Hierzu werden paarweise Mann-Whitney-Tests der folgenden Untergruppen durchgeführt:

„Frauen, jung“ - „Frauen, mittel“
 „Frauen, mittel“ - „Frauen, alt“
 „Frauen, jung“ - „Frauen, alt“

Tabelle 3.21. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der numerischen Exzentrizitäten aller Querschnittshöhen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit der Untergruppe „Frauen“.

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, mittel“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	nmexzf26	nmexzm26	nmexzf38	nmexzm38	nmexzf50	nmexzm50	nmexzf62	nmexzm62	nmexzf74	nmexzm74
Mittlere Rangzahlen										
„Frauen, jung“	8,36	8,21	9,79	9,36	9,43	9,14	7,64	7,71	7,14	6,64
„Frauen, mittel“	8,61	8,72	7,50	7,83	7,78	8,00	9,17	9,11	9,56	9,94
2-seit. Signifikanz										
	0,918	0,837	0,351	0,536	0,536	0,681	0,536	0,606	0,351	0,174

Vergleich der Gruppen „Frauen, mittel“ und „Frauen, alt“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	nmexzf26	nmexzm26	nmexzf38	nmexzm38	nmexzf50	nmexzm50	nmexzf62	nmexzm62	nmexzf74	nmexzm74
Mittlere Rangzahlen										
„Frauen, mittel“	7,33	6,39	8,11	6,89	9,44	8,94	10,00	8,78	8,33	8,28
„Frauen, alt“	11,67	12,61	10,89	12,11	9,56	10,06	9,00	10,22	10,67	10,72
2-seit. Signifikanz										
	0,094	0,011	0,297	0,040	1,000	0,666	0,730	0,605	0,387	0,340

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, alt“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	nmexzf26	nmexzm26	nmexzf38	nmexzm38	nmexzf50	nmexzm50	nmexzf62	nmexzm62	nmexzf74	nmexzm74
Mittlere Rangzahlen										
„Frauen, jung“	5,71	5,43	8,93	7,86	9,14	7,71	7,86	6,00	6,14	5,43
„Frauen, alt“	70,67	10,89	8,17	9,00	8,00	9,11	9,00	10,44	10,33	10,89
2-seit. Signifikanz										
	0,042	0,023	0,758	0,681	0,681	0,606	0,681	0,071	0,091	0,023

Man erkennt, dass die Altersabhängigkeit in den Querschnittshöhen 26% und 74% signifikant ist. Im Vergleich der Untergruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, alt“ sind in der Querschnittshöhe 26% die numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen in der Untergruppe „Frauen, alt“ signifikant größer, in der Querschnittshöhe 74% ist nur der Unterschied der numerischen Exzentrizitäten der Massenträgheitsellipsen signifikant. Ferner ergibt sich noch eine signifikant größere numerische Exzentrizität der Massenträgheitsellipsen in der Querschnittshöhe 38% in der Untergruppe „Frauen, alt“ im Vergleich zur Untergruppe „Frauen, mittel“.

Analog zur Untergruppe „Frauen“ wird nun die Altersentwicklung der numerischen Exzentrizitäten bei den Männern untersucht. Die Ergebnisse sind in Tab. 3.22 und Abb. 3.21 zu sehen.

Tabelle 3.22. Mittelwerte und Standardabweichungen der numerischen Exzentrizitäten der Massen- und Flächenträgheitsellipsen bei den **Männern**, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Qh		Untergruppe „jung“		Untergruppe „mittel“		Untergruppe „alt“	
		Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.	Massentr.	Flächentr.
26%	Mittelwert	0,410	0,421	0,525	0,512	0,452	0,419
	Standardabw	0,069	0,067	0,072	0,066	0,108	0,096
38%	Mittelwert	0,396	0,395	0,349	0,334	0,359	0,332
	Standardabw	0,094	0,081	0,120	0,117	0,100	0,098
50%	Mittelwert	0,437	0,445	0,356	0,368	0,346	0,330
	Standardabw	0,109	0,088	0,069	0,053	0,093	0,095
62%	Mittelwert	0,341	0,333	0,334	0,330	0,342	0,311
	Standardabw	0,083	0,091	0,100	0,090	0,057	0,048
74%	Mittelwert	0,389	0,422	0,435	0,438	0,458	0,476
	Standardabw	0,067	0,056	0,082	0,082	0,088	0,076

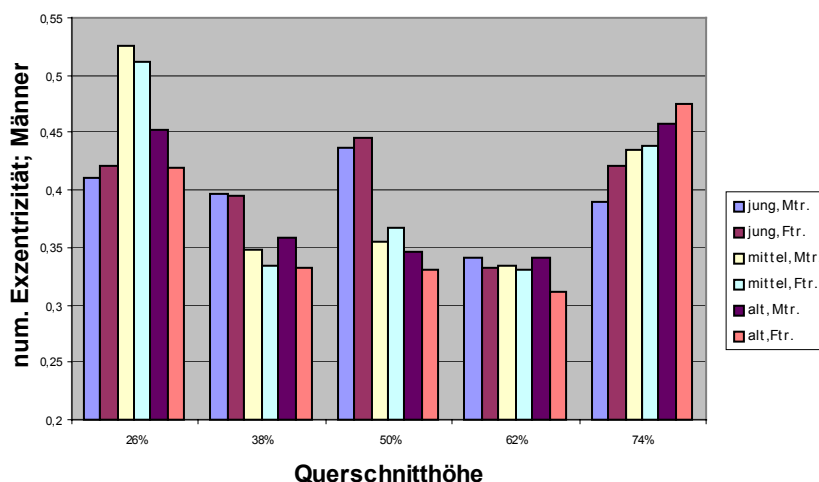


Abbildung 3.21. Mittelwerte der numerischen Exzentrizitäten der Massen- und Flächenträgheitsellipsen bei den **Männern**, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Analog zur Frauengruppe erkennt man in Querschnittshöhe 74% eine Zunahme der Exzentrizität der Trägheitsellipsen mit steigendem Alter, in Querschnittshöhe 26% hat jedoch abweichend die Untergruppe „mittel“ die größten Mittelwerte. In den Querschnittshöhen 38% und 50% fällt die numerische Exzentrizität von der jungen Altersgruppe zu den beiden älteren Gruppen ab, in der Querschnittshöhe 62% ist keine Veränderung erkennbar.

Im Vergleich der Flächen- und Massenträgheitsellipsen ist mit Ausnahme der Querschnittshöhe 74% bei der Untergruppe „alt“ die numerische Exzentrizität der Massenträgheitsellipsen größer, in den anderen Altersgruppen wird wie bei den Frauen keine regelhafte Tendenz deutlich. Dagegen ist in der Querschnittshöhe 74% in allen Altersgruppen die numerische Exzentrizität der Flächenträgheitsellipse größer.

Analog zur statistischen Untersuchung bei den Frauen werden paarweise Mann-Whitney-Tests der folgenden Untergruppen durchgeführt:

„Männer, jung“ – „Männer, mittel“
 „Männer, mittel“ – „Männer, alt“
 „Männer, jung“ – „Männer, alt“

Tabelle 3.23. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der numerischen Exzentrizitäten aller Querschnittshöhen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit der Untergruppe „Männer“.

Vergleich der Gruppen „Männer, jung“ und „Männer, mittel“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	nmexzf26	nmexzm26	nmexzf38	nmexzm38	nmexzf50	nmexzm50	nmexzf62	nmexzm62	nmexzf74	nmexzm74
Mittlere Rangzahlen										
„Männer, jung“	7,90	7,05	14,90	14,75	18,10	17,90	12,95	13,05	11,50	10,60
„Männer, mittel“	16,40	16,97	11,73	11,83	9,60	9,73	13,03	12,97	14,00	14,60
2-seit. Signifikanz	0,004	0,000	0,311	0,338	0,004	0,005	0,978	0,978	0,428	0,196

Vergleich der Gruppen „Männer, mittel“ und „Männer, alt“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	nmexzf26	nmexzm26	nmexzf38	nmexzm38	nmexzf50	nmexzm50	nmexzf62	nmexzm62	nmexzf74	nmexzm74
Mittlere Rangzahlen										
„Männer, mittel“	15,63	15,13	13,17	12,87	14,60	13,43	13,73	12,63	11,73	12,23
„Männer, alt“	9,05	9,80	12,75	13,20	10,60	12,35	11,90	13,55	14,90	14,15
2-seit. Signifikanz	0,026	0,080	0,892	0,935	0,196	0,723	0,567	0,765	0,311	0,531

Vergleich der Gruppen „Männer, jung“ und „Männer, alt“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	nmexzf26	nmexzm26	nmexzf38	nmexzm38	nmexzf50	nmexzm50	nmexzf62	nmexzm62	nmexzf74	nmexzm74
Mittlere Rangzahlen										
„Männer, jung“	10,55	9,60	12,35	11,65	13,60	13,05	11,00	10,35	8,20	7,75
„Männer, alt“	10,45	11,40	8,65	9,35	7,40	7,95	10,00	10,65	12,80	13,25
2-seit. Signifikanz	0,971	0,529	0,165	0,393	0,019	0,052	0,739	0,912	0,089	0,035

In der Querschnittshöhe 26% erweisen sich die numerischen Exzentrizitäten der mittleren Altersgruppe als signifikant größer als in den Altersgruppen „jung“ und „alt“, während zwischen den Altersgruppen „jung“ und „alt“ kein Unterschied besteht. Ebenso ist der Abfall der numerischen Exzentrizitäten in der Querschnittshöhe 50% von der jungen Untergruppe zu den Untergruppen „mittel“ bzw. „alt“ signifikant, nicht jedoch in der Querschnittshöhe 38%. Die beobachtete kontinuierliche Zunahme der numerischen Exzentrizitäten mit dem Alter in der Querschnittshöhe 74% erweist sich zumindest bei den Massenträgheitsellipsen als signifikant, denn hier besteht von „jung“ nach „alt“ eine signifikante Zunahme, während sich der Unterschied von „jung“ nach „mittel“ und von „mittel“ nach „alt“ nicht als signifikant erweist.

Der angestellte Vergleich der numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen soll im folgenden noch einmal quantitativ verdeutlicht werden, indem die Differenzen $\varepsilon_F - \varepsilon_M$ gebildet werden. Tab. 3.24 und Abb. 3.22 zeigen die Ergebnisse, getrennt betrachtet für die beiden Geschlechter und die drei Altersgruppen.

Tabelle 3.24. Mittelwerte und Standardabweichungen der Differenzen aus den numerischen Exzentrizitäten der Massen- und Flächenträgheitsellipsen bei beiden Geschlechtern, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Qh		Frauen			Männer		
		„jung“	„mittel“	„alt“	„jung“	„mittel“	„alt“
26%	Mittelwert	0,003	0,002	-0,038	0,011	-0,013	-0,033
	Standardabw	0,013	0,027	0,024	0,016	0,026	0,028
38%	Mittelwert	0,000	-0,017	-0,048	0,000	-0,014	-0,027
	Standardabw	0,018	0,048	0,031	0,027	0,042	0,059
50%	Mittelwert	-0,003	-0,004	-0,041	0,008	0,012	-0,015
	Standardabw	0,026	0,042	0,032	0,025	0,051	0,041
62%	Mittelwert	0,012	-0,005	-0,066	-0,008	-0,003	-0,031
	Standardabw	0,023	0,02	0,051	0,02	0,020	0,042
74%	Mittelwert	0,017	-0,014	-0,013	0,033	0,003	0,017
	Standardabw	0,027	0,025	0,031	0,028	0,023	0,023

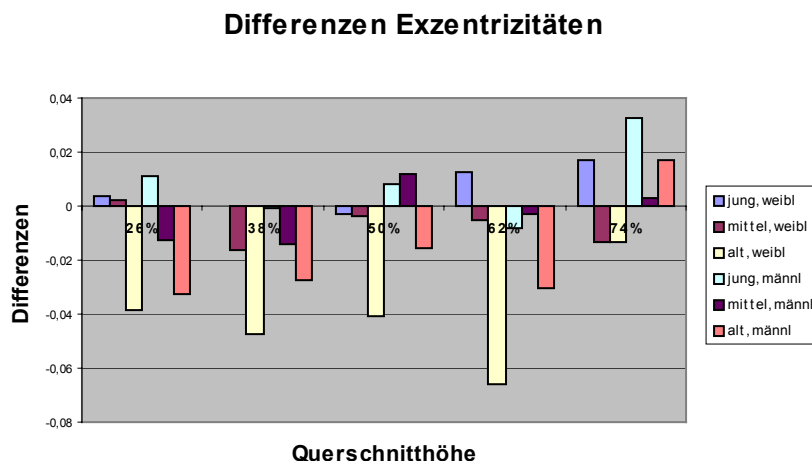


Abbildung 3.22. Differenzen der numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen bei den Männern und Frauen, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Abbildung 3.22 verdeutlicht noch einmal die bereits festgestellten Ergebnisse:

In der Altersgruppe „alt“ sind die Exzentrizitäten der Massenträgheitsellipsen deutlich größer als diejenigen der Flächenträgheitsellipsen. Dies wird vor allem in der Frauengruppe deutlich (gelbe Balken), in der Männergruppe gilt der Sachverhalt auch (orange Balken), jedoch mit Ausnahme der Querschnittshöhe 74%. In den anderen Altersgruppen sind keine deutlichen Differenzen erkennbar.

Die größere numerische Exzentrizität der Massenträgheitsellipse im Vergleich zur Flächenträgheitsellipse wird, wie oben bereits erläutert wurde, verursacht durch verstärkten Kalksalzeinbau und damit erhöhter Röntgendichte in die Regionen der hohen Biegebelastung. Die Tatsache, dass dies jedoch nur bei der alten Altersgruppe und hier vor allem bei den Frauen der Fall ist, legt den Verdacht nahe, dass die Ursache hier nicht eine verstärkte Kalzifizierung in Regionen der erhöhten Biegebelastung ist, sondern der Kalksalzverlust im Alter, der eben in den Regionen geringerer Biegebelastung stärker vollzogen wird, als in den Belastungszonen.

Da dies wichtige Ergebnisse für das Verständnis der Rolle der Dichteverteilung bei der Anpassung an die Biegebelastung sind, sollen die Differenzen $\varepsilon_F - \varepsilon_M$ nun noch statistisch gegen 0 abgesichert werden.

Hierzu wird für alle möglichen Untergruppen (siehe Tab. 3.25) ein statistischer Vergleich zwischen den numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen der Querschnitte durchgeführt. Im Gegensatz zu den bisherigen statistischen Tests wird also nicht ein Merkmal zwischen 2 Untergruppen verglichen (=unverbundene Stichproben), sondern 2 Merkmale innerhalb einer Untergruppe (=verbundene Stichprobe).

Hierfür stehen, je nach Beschaffenheit der Variablen, folgende Testverfahren zur Verfügung:

- T-Test für verbundene Stichproben bei normalverteilten Daten
- Wilcoxon-Test oder Vorzeichen-Test bei unbekannter Verteilung der Daten

Da die Normalverteilung der Daten nicht bei allen untersuchten Variablen gut erfüllt ist, wird im folgenden mit dem Wilcoxon-Test gearbeitet. Dieser hat gegenüber dem Vorzeichen-Test den Vorteil, dass er nicht nur das Vorzeichen der Differenz aus den Exzentrizitäten der Flächen- bzw. Massenträgheitsellipse eines Querschnittes berücksichtigt, sondern auch die Größe der Differenz.

Beim Wilcoxon-Test wird die Nullhypothese geprüft, dass die Differenz der Exzentrizitäten sich nicht signifikant von 0 unterscheidet. Hierzu werden zunächst für jeden Querschnitt der untersuchten Untergruppe Beträge der Differenzen aus numerischer Exzentrizität von Flächen- und Massenträgheitsellipse gebildet und diese Beträge nach ansteigendem Wert angeordnet und mit Rangzahlen durchnummeriert. Daraufhin werden den Differenzen wieder ihre Vorzeichen zugeordnet und die Rangzahlen aller negativen sowie aller positiven Differenzen summiert. Aus dem Unterschied dieser beiden Summen lässt sich in Abhängigkeit von der Untergruppengröße kombinatorisch ein Signifikanzniveau ermitteln.

Auf diese Weise wurden mit SPSS die in Tab. 3.25 aufgeführten Untergruppen getestet. Die von SPSS ermittelte Prüfgröße Z nimmt dabei einen umso stärker negativen Wert an, je größer die Differenzen zwischen den Exzentrizitäten aus Flächen- und Massenträgheitsellipsen sind. Das Vorzeichen in Klammern hinter dem Z-Wert gibt dabei an, ob die Exzentrizitäten der Flächenträgheitsellipsen größer sind (Vorzeichen +), oder kleiner sind (Vorzeichen -). Daneben ist zu jedem Z-Wert das zugehörige Signifikanzniveau aufgeführt.

Tabelle 3.25. Wilcoxon-Test der Differenzen der numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen. Signifikante Niveaus sind fett gedruckt. Das Vorzeichen hinter dem Z-Wert gibt an, ob die numerischen Exzentrizitäten der Flächenträgheitsellipsen (Vorzeichen +) oder die numerischen Exzentrizitäten der Massenträgheitsellipsen (Vorzeichen -) größer sind.

Untergruppe		Querschnittshöhe				
		26%	38%	50%	62%	74%
Frauen, ges.	Z	-1,764(-)	-2,656(-)	-1,932(-)	-2,047(-)	-0,691(-)
	Signifikanz	0,078	0,008	0,053	0,041	0,490
Männer, ges	Z	-1,936(-)	-1,370(-)	-0,178(+)	-2,386(-)	-3,018(+)
	Signifikanz	0,053	0,171	0,859	0,017	0,003
Jung	Z	-1,958(+)	-0,204(-)	-0,140(+)	-0,044(+)	-3,206(+)
	Signifikanz	0,050	0,838	0,889	0,965	0,001
Mittel	Z	-1,241(-)	-1,396(-)	-0,411(+)	-0,852(-)	-0,101(+)
	Signifikanz	0,215	0,163	0,681	0,394	0,920
Alt	Z	-3,550(-)	-2,576(-)	-2,604(-)	-3,296(-)	-0,414(+)
	Signifikanz	0,000	0,010	0,009	0,001	0,679
Frauen, jung	Z	-0,535(+)	0,000	-0,405(-)	-1,604(+)	-2,201(+)
	Signifikanz	0,593	1,000	0,686	0,109	0,028
Frauen, mittel	Z	-0,314(+)	-0,845(-)	0,000	-0,734(-)	-1,609(-)
	Signifikanz	0,753	0,398	1,000	0,463	0,108
Frauen, alt	Z	-2,666(-)	-2,668(-)	-2,366(-)	-2,666(-)	-1,352(-)
	Signifikanz	0,008	0,008	0,018	0,008	0,176
Männer, jung	Z	-1,989(+)	-0,085(-)	-0,535(+)	-1,051(-)	-2,499(+)
	Signifikanz	0,047	0,933	0,593	0,293	0,012
Männer, mittel	Z	-1,784(-)	-1,274(-)	-0,489(+)	-0,845(-)	-1,177(+)
	Signifikanz	0,074	0,203	0,624	0,398	0,239
Männer, alt	Z	-2,431(-)	-0,663(-)	-0,816(-)	-2,023(-)	-1,836(+)
	Signifikanz	0,015	0,508	0,415	0,043	0,066

Die statistische Analyse mittels Wilcoxon-Test ergibt eine signifikante höhere numerische Exzentrizität der Massenträgheitsellipsen gegenüber den Flächenträgheitsellipsen in der Untergruppe „alt“ in allen Querschnittshöhen bis auf die Querschnittshöhe 74%. Dabei tragen vor allem die Frauen zu diesem Ergebnis bei, hier liegt ebenfalls für die oberen 4 Querschnittshöhen statistische Signifikanz vor, während dies bei den Männern nur in den Querschnittshöhen 26% und 62% gilt.

In der mittleren Altersgruppe gibt es weder bei den Männern noch bei den Frauen signifikante Ergebnisse.

Bei den jungen Untergruppen finden sich Querschnittshöhen, in denen die numerischen Exzentrizitäten der Flächenträgheitsellipsen signifikant höher sind als die der Massenträgheitsellipsen. Bei den Männern ist dies in den Querschnittshöhen 26% und 74% der Fall, bei den Frauen nur in Querschnittshöhe 74%. Hier scheint also eine höhere Kalksalzeinlagerung in Regionen geringerer Biegebelastung vorzuliegen. Bei den Frauen dreht sich mit dem Alterungsprozess dieses Verhältnis in Querschnittshöhe 74% um, bei den Männern bleibt es jedoch erhalten: während in Querschnittshöhe 26% und 62% bei den alten Männern die numerische Exzentrizität der Massenträgheitsellipse größer ist, ist in Querschnittshöhe 74% auch hier die numerische Exzentrizität der Flächenträgheitsellipse signifikant größer als die der Massenträgheitsellipse.

3.4 Lage der Flächen – und Massenschwerpunkte

Im bisherigen Verlauf der Arbeit wurde bereits nach Anhaltspunkten gesucht, die Rolle der inhomogenen Dichteverteilung über den Femurquerschnitt bei der Anpassung an die Biegebelastung zu beschreiben. So wurden in Kap. 3.2 die Richtungen der maximalen Massen- und Flächenträgheitsmomente in einer Regressionsanalyse verglichen. Die Tatsache, dass die Regressionsgeraden bei den Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente regelhaft steiler abfielen und die Streuung der Messpunkte um die Regressionsgerade stets kleiner war, wurde als Indiz gedeutet, dass zur Anpassung an die Biegebelastung nicht nur die Querschnittsform infolge Materialan- und -abbau, sondern auch die inhomogene Dichteverteilung infolge Kalksalzeinbau über den Querschnitt einen Beitrag leistet.

In Kap. 3.3 wurden die numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen verglichen. Ihre Differenz ist ein Maß für den verstärkten Kalksalzeinbau in Regionen hoher Biegebelastung.

Schließlich wird in diesem Kapitel die relative Lage des Flächen- und Massenschwerpunktes zueinander bestimmt. Ihr Abstand steigt mit zunehmender einseitiger Dichteerhöhung, da sich der Massenschwerpunkt, nicht aber der Flächenschwerpunkt in Richtungen höherer Dichte bewegt.

Es wurde bei jedem Querschnitt der Abstand in mediolateraler Richtung (in den Abb. 2.8 bis 2.10 in horizontaler Richtung, daher Bezeichnung der Größe mit „Horiz“) und in dorsoventraler Richtung (in den Abbildungen vertikal, Bezeichnung „Vert“) in der Einheit Pixel gemessen und durch die Gesamtausdehnung des Querschnittes in mediolateraler bzw. dorsoventraler Richtung dividiert. Das Ergebnis sind also Abstandsangaben in Prozent der Gesamtausdehnung. Die Orientierung der Abstände wird dabei so gewählt, dass sie positiv/negativ sind, wenn die Flächenschwerpunkte ventral/dorsal bzw. medial/lateral der Massenschwerpunkte liegen. Zum Beispiel ist beim Querschnitt 45, 74% in Abb. 2.10e, bei dem S_F (rot) ventral und lateral von S_M (grün) liegt, Horiz74 = -1,5% und Vert74 = 4,3%.

3.4.1 Abhängigkeit von der Querschnittshöhe

Zunächst werden wie gewohnt für alle Querschnittshöhen Mittelwerte und Standardabweichungen gebildet. Die Ergebnisse sind in Tab. 3.26 zu sehen.

Tabelle 3.26. Mittelwerte und Standardabweichungen der mediolateralen („Horiz“) und dorsoventralen („Vert“) Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte der Querschnitte, getrennt nach Querschnittshöhen. Positives Vorzeichen bedeutet: S_F ventral bzw. medial von S_M . Berechnung aus den Messwerten aus Tab. 3.6.

Querschnittshöhe		Mittelwert	Standardabweichung
26%	Horiz26	-0,09%	0,61%
	Vert26	-0,47%	0,71%
38%	Horiz38	0,00%	0,42%
	Vert38	-0,25%	-0,64%
50%	Horiz50	-0,04%	0,41%
	Vert50	0,07%	0,76%
62%	Horiz62	-0,14%	0,48%
	Vert62	0,75%	1,17%
74%	Horiz74	-0,27%	1,05%
	Vert74	2,02%	2,05%

Betrachtet man die Ergebnisse aus Tab. 3.26, so fällt auf, dass die Mittelwerte fast durchgehend sehr gering sind im Vergleich zu den Standardabweichungen, d. h. die Abstände mitteln sich im wesentlichen heraus. Eine Ausnahme hiervon bildet Vert74 mit 2,02% und etwas weniger Vert62 mit 0,75%. Hier ist aber auch die Standardabweichung größer, was die Vermutung nahe legt, dass möglicherweise nur eine Untergruppe für die höheren Werte sorgt. Deshalb wird im folgenden eine Differenzierung bezüglich des Alters und danach bezüglich des Geschlechtes vorgenommen.

3.4.2 Abhängigkeit vom Alter

Tabelle 3.27. Mittelwerte und Standardabweichungen der mediolateralen („Horiz“) und dorsoventralen („Vert“) Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte, getrennt nach Querschnitthöhen und Altersgruppen.

Qh		Untergruppe „jung“		Untergruppe „mittel“		Untergruppe „alt“	
		Mittelwert	Standabw	Mittelwert	Standabw	Mittelwert	Standabw
26%	Horiz26	0,06%	0,38%	-0,04%	0,59%	-0,29%	0,75%
	Vert26	-0,25%	0,39%	-0,43%	0,65%	-0,60%	0,87%
38%	Horiz38	0,05%	0,23%	-0,02%	0,36%	-0,04%	0,60%
	Vert38	-0,06%	0,28%	-0,16%	0,60%	-0,44%	0,76%
50%	Horiz50	-0,02%	0,22%	-0,03%	0,25%	-0,06%	0,63%
	Vert50	0,18%	0,42%	0,08%	0,50%	0,10%	1,05%
62%	Horiz62	-0,16%	0,24%	-0,09%	0,27%	-0,15%	0,74%
	Vert62	0,18%	0,49%	0,89%	0,96%	1,11%	1,55%
74%	Horiz74	0,12%	0,97%	-0,33%	0,74%	-0,49%	1,29%
	Vert74	0,12%	0,93%	2,20%	1,81%	3,37%	1,77%

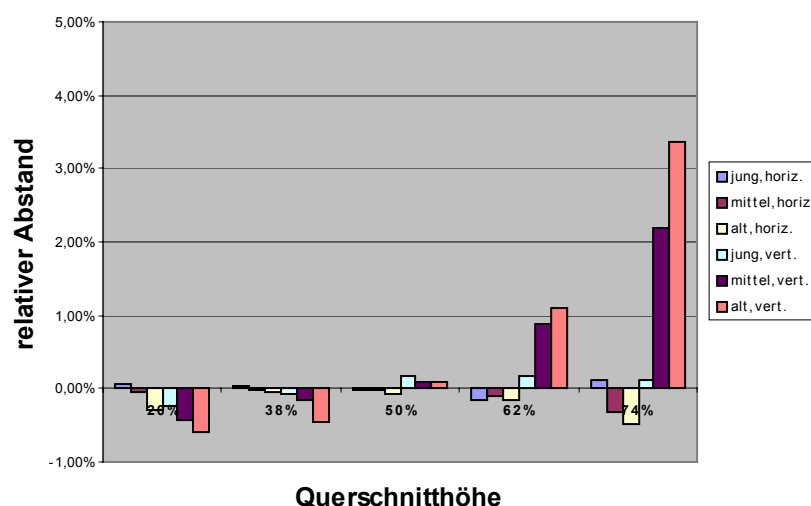


Abbildung 3.23. Mittelwerte der mediolateralen („Horiz“) und dorsoventralen („Vert“) Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte, getrennt nach Querschnitthöhen und Altersgruppen.

Man erkennt in den Querschnittshöhen 62% und vor allem 74% eine deutliche Altersabhängigkeit. Der Massenschwerpunkt wandert hier im Laufe des Lebens immer weiter nach dorsal. In den drei proximalen Querschnitten ist demgegenüber keine Altersabhängigkeit erkennbar. Es liegt die Vermutung nahe, dass dies wiederum durch einseitigen ventralen Kalksalzverlust im Rahmen des Alterungsprozesses bedingt ist, während dorsal kein oder nur geringerer Verlust auftritt. Aus diesem Grund ist auch eine nach Geschlechtern getrennte Untersuchung sinnvoll. Zunächst sollen aber obige Mittelwerte statistisch abgesichert werden. Hierzu wird erneut ein Kruskal-Wallis-Test zum gleichzeitigen Vergleich aller Altersgruppen und 3 Mann-Whitney-Tests zum paarweisen Vergleich der Gruppen durchgeführt.

Kruskal-Wallis-Test

Tabelle 3.28. Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests der mediolateralen („Horiz“) und dorso-ventralen („Vert“) Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte aller Querschnittshöhen für die drei Altersgruppen.

Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Horiz26	Vert26	Horiz38	Vert38	Horiz50	Vert50	Horiz62	Vert62	Horiz74	Vert74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „jung“	34,68	35,26	30,94	35,41	29,41	33,09	27,79	21,06	37,00	14,29
Gruppe „mittel“	30,81	29,27	28,77	30,42	29,69	30,25	31,67	34,65	30,33	32,48
Gruppe „alt“	26,37	27,79	32,29	26,21	32,5	28,50	31,45	33,71	24,89	42,50
χ^2	2,100	1,937	0,517	2,662	0,468	0,717	0,728	7,378	4,359	23,922
Irrtumswahrsch. α	0,350	0,380	0,772	0,264	0,791	0,699	0,695	0,025	0,113	0,000

Mann-Whitney-Tests

Tabelle 3.29. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der mediolateralen („Horiz“) und dorso-ventralen („Vert“) Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte aller Querschnittshöhen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit.

Vergleich der Gruppen „jung“ und „mittel“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Horiz26	Vert26	Horiz38	Vert38	Horiz50	Vert50	Horiz62	Vert62	Horiz74	Vert74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „jung“	22,38	23,71	22,06	23,24	20,82	22,29	19,29	15,41	24,12	13,24
Gruppe „mittel“	20,02	19,08	20,25	19,42	21,13	20,08	22,21	24,96	18,79	26,50
2-seit. Signifikanz	0,526	0,207	0,588	0,293	0,921	0,521	0,364	0,010	0,157	0,000

Vergleich der Gruppen „mittel“ und „alt“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Horiz26	Vert26	Horiz38	Vert38	Horiz50	Vert50	Horiz62	Vert62	Horiz74	Vert74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „mittel“	23,29	22,69	21,02	23,50	21,06	22,67	21,96	22,19	24,04	18,48
Gruppe „alt“	20,37	21,13	23,24	20,11	23,18	21,16	22,05	21,76	19,42	26,45
2-seit. Signifikanz	0,446	0,684	0,553	0,373	0,545	0,682	0,978	0,910	0,228	0,039

Vergleich der Gruppen „jung“ und „alt“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Horiz26	Vert26	Horiz38	Vert38	Horiz50	Vert50	Horiz62	Vert62	Horiz74	Vert74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „jung“	21,29	20,56	17,88	21,18	17,59	19,79	17,50	14,65	21,88	10,06
Gruppe „alt“	16,00	16,66	19,05	16,11	19,32	17,34	19,39	21,95	15,47	26,05
2-seit. Signifikanz	0,123	0,246	0,715	0,123	0,595	0,456	0,554	0,030	0,071	0,000

Als Ergebnis der statistischen Tests lässt sich feststellen, dass die Verschiebung des Massenschwerpunktes nach dorsal in der Querschnittshöhe 74% (Vert74) mit zunehmendem Alter hochsignifikant ist, was sowohl für den Kruskal-Wallis-Test der drei Untergruppen, als auch im paarweisen Gruppenvergleich der Mann-Whitney-Tests gilt. In Querschnittshöhe 62% (Vert62) ist die Verschiebung ebenso signifikant, jedoch nicht im paarweisen Vergleich der Untergruppen „mittel“ und „alt“. Es wurde bereits darauf hingewiesen, dass als mögliche Ursache hierfür der interindividuell verschieden schnelle bzw. intensive Knochenalterungsprozess in Frage kommt.

In Anbetracht des Alterungsprozesses als mögliche Ursache des wachsenden Abstandes von Flächen- und Massenschwerpunkten erfolgt nun noch eine geschlechtergetrennte Untersuchung.

3.4.3 Abhängigkeit von Alter und Geschlecht

Nachdem obige Untersuchung statistisch signifikante Ergebnisse erbrachte, soll nun die geschlechtsspezifische Aufteilung klären, ob es qualitative und quantitative Unterschiede zwischen den beiden Geschlechtern gibt. Hierzu werden nach dem bekannten Schema Mittelwerte und Standardabweichungen gebildet.

In Tabelle 3.30 sieht man die erhaltenen Ergebnisse der Untergruppe „Frauen“, Tab. 3.31 enthält die Werte der Untergruppe „Männer“. Die grafische Darstellung erfolgt danach für die Untergruppe „Frauen“ in Abb. 3.24, für die Untergruppe „Männer“ in Abb. 3.25.

Tabelle 3.30. Mittelwerte und Standardabweichungen der mediolateralen („Horiz“) und dorsoventralen („Vert“) Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte in der Untergruppe **Frauen**, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Qh		Untergruppe „jung“		Untergruppe „mittel“		Untergruppe „alt“	
		Mittelwert	Standabw	Mittelwert	Standabw	Mittelwert	Standabw
26%	Horiz26	0,04%	0,44%	-0,37%	0,45%	-0,46%	0,92%
	Vert26	-0,17%	0,25%	-0,45%	0,58%	-0,87%	1,02%
38%	Horiz38	0,11%	0,23%	-0,19%	0,36%	-0,19%	0,73%
	Vert38	-0,06%	0,15%	-0,35%	0,61%	-0,47%	0,79%
50%	Horiz50	-0,05%	0,28%	-0,04%	0,35%	-0,15%	0,72%
	Vert50	-0,07%	0,51%	-0,05%	0,68%	0,03%	0,86%
62%	Horiz62	-0,23%	0,26%	-0,25%	0,30%	-0,17%	0,99%
	Vert62	-0,01%	0,59%	1,08%	0,99%	1,25%	1,17%
74%	Horiz74	-0,19%	0,97%	-0,48%	0,79%	-0,93%	1,19%
	Vert74	-0,08%	1,08%	2,51%	1,56%	4,21%	0,85%

Tabelle 3.31. Mittelwerte und Standardabweichungen der mediolateralen („Horiz“) und dorsoventralen („Vert“) Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte in der Untergruppe **Männer**, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Qh		Untergruppe „jung“		Untergruppe „mittel“		Untergruppe „alt“	
		Mittelwert	Standabw	Mittelwert	Standabw	Mittelwert	Standabw
26%	Horiz26	0,07%	0,43%	0,17%	0,57%	-0,15%	0,50%
	Vert26	-0,30%	0,44%	-0,42%	0,68%	-0,35%	0,61%
38%	Horiz38	0,00%	0,18%	0,08%	0,31%	0,09%	0,40%
	Vert38	-0,07%	0,35%	-0,04%	0,56%	-0,42%	0,73%
50%	Horiz50	0,00%	0,18%	-0,03%	0,16%	0,01%	0,52%
	Vert50	0,35%	0,46%	0,17%	0,32%	0,16%	1,19%
62%	Horiz62	-0,11%	0,17%	0,00%	0,19%	-0,13%	0,40%
	Vert62	0,32%	0,52%	0,77%	0,92%	0,98%	1,82%
74%	Horiz74	0,35%	1,02%	-0,24%	0,70%	-0,09%	1,24%
	Vert74	0,26%	0,99%	2,01%	1,92%	2,61%	2,02%

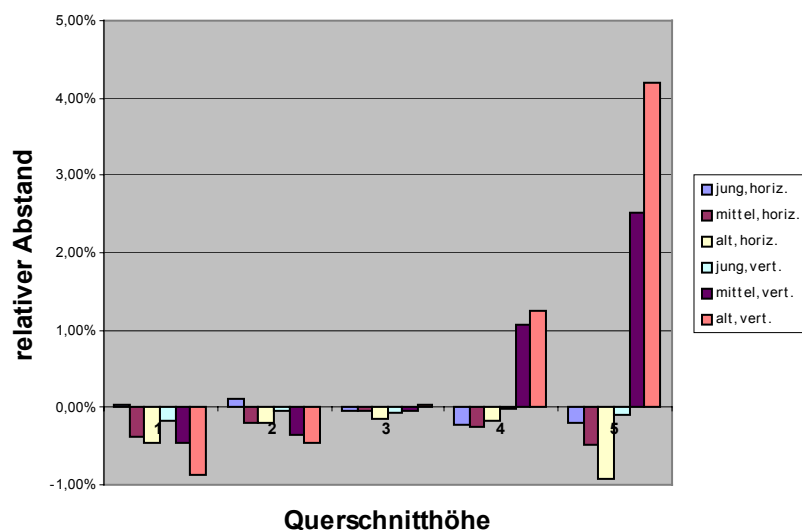


Abbildung 3.24. Mittelwerte der mediolateralen („Horiz“) und dorsoventralen („Vert“) Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte in der Untergruppe **Frauen**, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

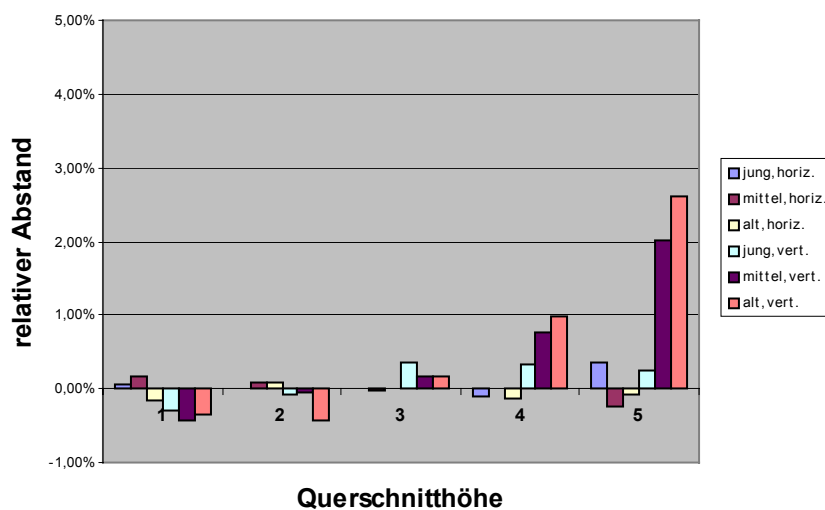


Abbildung 3.25. Mittelwerte der mediolateralen („Horiz“) und dorsoventralen („Vert“) Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte in der Untergruppe **Männer**, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Man erkennt, dass die Altersabhängigkeit der Dorsalverschiebung des Massenschwerpunktes in den Querschnittshöhen 62% und 74% bei beiden Geschlechtern gilt, lediglich ist sie bei den Frauen quantitativ stärker ausgeprägt. Zudem scheint bei den Frauen, nicht aber bei den Männern, der Massenschwerpunkt in den Querschnittshöhen 26% und 38% mit zunehmendem Alter nach ventral und in der Querschnittshöhe 74% nach medial zu wandern.

Um diese Beobachtungen zu untermauern, folgen paarweise Mann-Whitney-Tests der folgenden Untergruppen:

„Frauen, jung“ - „Frauen, mittel“
 „Frauen, mittel“ - „Frauen, alt“
 „Frauen, jung“ - „Frauen, alt“ (Tab. 3.32)

„Männer, jung“ – „Männer, mittel“
 „Männer, mittel“ – „Männer, alt“
 „Männer, jung“ – „Männer, alt“ (Tab. 3.33)

Tabelle 3.32. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der mediolateralen („Horiz“) und dorso-ventralen („Vert“) Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte aller Querschnittshöhen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit der Untergruppe „Frauen“.

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, mittel“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Horiz26	Vert26	Horiz38	Vert38	Horiz50	Vert50	Horiz62	Vert62	Horiz74	Vert74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „Frauen, jung“	10,71	9,71	10,43	10,29	8,29	9,14	8,57	5,57	9,71	5,00
Gruppe „Frauen, mittel“	6,78	7,56	7,00	7,11	8,67	8,00	8,44	10,78	7,56	11,22
2-seit. Signifikanz	0,114	0,408	0,174	0,210	0,918	0,681	1,000	0,031	0,408	0,008

Vergleich der Gruppen „Frauen, mittel“ und „Frauen, alt“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Horiz26	Vert26	Horiz38	Vert38	Horiz50	Vert50	Horiz62	Vert62	Horiz74	Vert74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „Frauen, mittel“	9,11	10,44	9,44	9,56	9,61	9,33	8,89	9,39	11,22	6,56
Gruppe „Frauen, alt“	9,89	8,56	9,56	9,44	9,39	9,67	10,11	9,61	7,78	12,44
2-seit. Signifikanz	0,796	0,489	1,000	1,000	0,931	0,931	0,666	0,931	0,190	0,019

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, alt“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Horiz26	Vert26	Horiz38	Vert38	Horiz50	Vert50	Horiz62	Vert62	Horiz74	Vert74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „Frauen, jung“	10,00	10,07	9,43	10,14	8,29	7,86	7,86	5,14	10,50	4,00
Gruppe „Frauen, alt“	7,33	7,28	7,78	7,22	8,67	9,00	9,00	11,11	6,94	12,00
2-seit. Signifikanz	0,299	0,252	0,536	0,252	0,918	0,681	0,681	0,012	0,142	0,000

Tabelle 3.33. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der mediolateralen („Horiz“) und dorso-ventralen („Vert“) Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte aller Querschnittshöhen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit der Untergruppe „Männer“.

Vergleich der Gruppen „Männer, jung“ und „Männer, mittel“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Horiz26	Vert26	Horiz38	Vert38	Horiz50	Vert50	Horiz62	Vert62	Horiz74	Vert74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „Männer, jung“	12,50	14,60	12,10	13,50	13,40	14,55	11,05	10,90	14,90	9,05
Gruppe „Männer, mittel“	13,33	11,93	13,60	12,67	12,73	11,97	14,30	14,40	11,73	15,63
2-seit. Signifikanz										
	0,807	0,397	0,643	0,807	0,849	0,397	0,285	0,261	0,311	0,026

Vergleich der Gruppen „Männer, mittel“ und „Männer, alt“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Horiz26	Vert26	Horiz38	Vert38	Horiz50	Vert50	Horiz62	Vert62	Horiz74	Vert74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „Männer, mittel“	14,47	13,00	12,03	14,27	11,93	14,23	13,50	13,73	13,20	11,97
Gruppe „Männer, alt“	10,80	13,00	14,45	11,10	14,60	11,15	12,25	11,90	12,70	14,55
2-seit. Signifikanz										
	0,238	1,000	0,428	0,311	0,397	0,311	0,683	0,567	0,892	0,397

Vergleich der Gruppen „Männer, jung“ und „Männer, alt“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Horiz26	Vert26	Horiz38	Vert38	Horiz50	Vert50	Horiz62	Vert62	Horiz74	Vert74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „Männer, jung“	12,00	11,10	8,90	11,70	9,70	12,45	9,95	10,10	12,00	6,80
Gruppe „Männer, alt“	9,00	9,90	12,10	9,30	11,30	8,55	11,05	10,90	9,00	14,20
2-seit. Signifikanz										
	0,280	0,684	0,247	0,393	0,579	0,143	0,684	0,796	0,280	0,004

Die statistische Auswertung ergibt, dass die Massenschwerpunktverschiebung nach dorsal in der Querschnittshöhe 74% bei beiden Geschlechtern signifikant ist, lediglich der Unterschied zwischen den Untergruppen „Männer, mittel“ und „Männer, alt“ ist nicht signifikant. In der Querschnittshöhe 62% ist bei den Frauen die Altersabhängigkeit ebenso signifikant, nur zwischen den Untergruppen „Frauen, mittel“ und „Frauen, alt“ ergibt sich kein signifikanter Unterschied. Bei den Männern ist in dieser Querschnittshöhe die Dorsalverschiebung des Massenschwerpunktes nicht mehr signifikant. Die oben erwähnten Altersabhängigkeiten in den Querschnittshöhen 26% und 38% erreichen kein Signifikanzniveau.

Zum Abschluss der Untersuchung soll noch ermittelt werden, ob bezüglich der Verschiebung der Flächen- und Massenschwerpunkte mit dem Alter zwischen den beiden Geschlechtern quantitative Unterschiede bestehen. So war die Dorsalverschiebung des Massenschwerpunktes in der Querschnittshöhe 74% bei beiden Geschlechtern signifikant, es ist jedoch noch nicht geklärt, ob die scheinbar stärkere Verschiebung bei den Frauen im Vergleich zu den Männern (siehe Abb. 3.24 und 3.25) ebenso signifikant ist. Ebenso bedeutet die Tatsache, dass in den proximalen Querschnittshöhen bei keinem Geschlecht eine signifikante Altersabhängigkeit ermittelt wurde noch nicht, dass hier zwischen den Geschlechtern kein Unterschied besteht.

Aus diesem Grund werden nun noch Mann-Whitney-Tests der folgenden Untergruppen durchgeführt:

„Frauen, jung“ - „Männer, jung“
 „Frauen, mittel“ - „Männer, mittel“
 „Frauen, alt“ - „Männer, alt“ (Tab. 3.34)

Tabelle 3.34. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der mediolateralen („Horiz“) und dorso-ventralen („Vert“) Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte aller Querschnittshöhen zur Ermittlung von Unterschieden in der Altersabhängigkeit zwischen den Untergruppen „Frauen“ und „Männer“.

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Männer, jung“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Horiz26	Vert26	Horiz38	Vert38	Horiz50	Vert50	Horiz62	Vert62	Horiz74	Vert74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „Frauen, jung“	7,71	9,57	9,71	9,29	8,29	6,14	7,86	6,86	8,14	7,93
Gruppe „Männer, jung“	9,90	8,60	8,50	8,80	9,50	11,00	9,80	10,50	9,60	9,75
2-seit. Signifikanz										
	0,417	0,740	0,669	0,887	0,669	0,055	0,475	0,161	0,601	0,475

Vergleich der Gruppen „Frauen, mittel“ und „Männer, mittel“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Horiz26	Vert26	Horiz38	Vert38	Horiz50	Vert50	Horiz62	Vert62	Horiz74	Vert74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „Frauen, mittel“	8,56	11,83	9,78	10,78	12,78	10,28	9,17	14,00	11,61	14,00
Gruppe „Männer, mittel“	14,87	12,90	14,13	13,53	12,33	13,83	14,50	11,60	13,03	11,60
2-seit. Signifikanz										
	0,035	0,726	0,155	0,379	0,907	0,238	0,073	0,446	0,640	0,446

Vergleich der Gruppen „Frauen, alt“ und „Männer, alt“										
Querschnittshöhe	26%		38%		50%		62%		74%	
	Horiz26	Vert26	Horiz38	Vert38	Horiz50	Vert50	Horiz62	Vert62	Horiz74	Vert74
Mittlere Rangzahlen										
Gruppe „Frauen, alt“	9,11	8,67	9,11	9,72	9,44	10,44	10,06	11,78	8,06	13,11
Gruppe „Männer, alt“	10,80	11,20	10,80	10,25	10,50	9,60	9,95	8,40	11,75	7,20
2-seit. Signifikanz										
	0,549	0,356	0,549	0,842	0,720	0,780	0,968	0,211	0,156	0,022

Betrachtet man die Dorsalverschiebung des Massenschwerpunktes in der Querschnittshöhe 74%, so sieht man, dass sie nur in der alten Gruppe bei den Frauen signifikant stärker ist als bei den Männern. Im Vergleich der beiden jungen Geschlechtergruppen gibt es in Querschnittshöhe 50% einen signifikanten Unterschied: Während bei den Männern im Mittel eine geringe Dorsalverschiebung des Massenschwerpunktes resultiert, ergibt sich bei den Frauen im Mittel eine minimale Ventralverschiebung.

Im Vergleich der beiden mittleren Geschlechtergruppen zeigt sich in Querschnittshöhe 26% ebenso ein signifikanter Unterschied: Bei den Frauen ergibt sich hier im Mittel eine Medialverschiebung des Massenschwerpunktes, bei den Männern im Mittel eine geringe Lateralverschiebung.

3.5 Querschnittsfläche

Nach den bisherigen Untersuchungen, deren Hauptaugenmerk auf die qualitative und quantitative Rolle der Dichteinhomogenitäten über die Femurquerschnitte bei der Anpassung an Biegebelastungen gelegt wurde, sollen in den folgenden Kapiteln von der Dichte unabhängige Teilflächen analysiert werden: Die Flächen der Markhöhlen („Innfl.“) (Messwerte in Tab. 3.7) und der Kortikalisringe („Ringfl.“) (Tab. 3.8), deren Summe die Querschnittsfläche („Ausfl.“) (Tab. 3.7) ergibt. Außerdem wurde für jeden Querschnitt eine mittlere Kortikalisdicke und der Trägheitsradius berechnet. Das Vorgehen wurde in Kap. 2 erläutert.

Die gemessenen bzw. berechneten Werte werden in ihrer Abhängigkeit von der Querschnittshöhe, dem Alter und Geschlecht untersucht.

In diesem Kapitel wird zunächst die Querschnittsfläche untersucht, die sich aus Markhöhlenfläche und Kortikalisfläche zusammensetzt.

3.5.1 Abhängigkeit von Querschnittshöhe und Alter

Zunächst wird auf die bekannte Weise die Altersabhängigkeit der Querschnittsfläche untersucht. In Tab. 3.35 finden sich die Mittelwerte und Standardabweichungen der Querschnittsflächen, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen, errechnet aus den Flächenwerten in Pixel² in Tab. 3.7.

Tabelle 3.35. Mittelwerte und Standardabweichungen der Querschnittsflächen in Pixel², getrennt nach Querschnittshöhen sowie nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Qh		Gesamte Stichprobe	Untergruppe „jung“	Untergruppe „mittel“	Untergruppe „alt“
26%	Mittelwert	56573	51386	58051	59347
	Standardabw	9775	8209	8292	10958
38%	Mittelwert	52351	47804	54736	53406
	Standardabw	8621	8502	7406	8597
50%	Mittelwert	50706	48209	52376	50832
	Standardabw	8728	8634	8042	9113
62%	Mittelwert	52495	48853	54153	53660
	Standardabw	9322	8028	9091	9780
74%	Mittelwert	67771	62726	69746	69790
	Standardabw	11980	10584	9985	13973

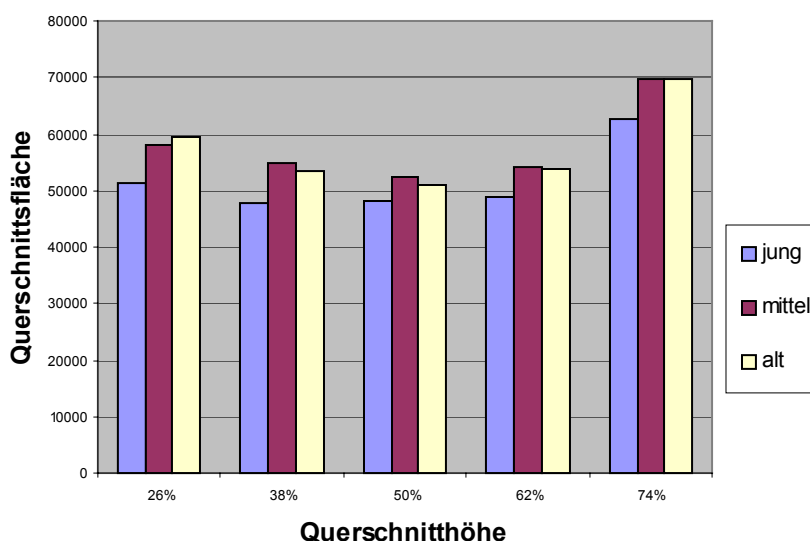


Abbildung 3.26. Mittelwerte der Querschnittsflächen in Pixel², getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Die erhaltenen Mittelwerte zeigen, dass die Querschnittsflächen im mittleren Schaftbereich kleiner sind als an den Schaftenden, wobei im distalen Femurbereich die Querschnittsflächen größer sind als proximal. Mit steigendem Alter nehmen die Querschnittsflächen zu. Dabei ist eine Flächenzunahme von der Untergruppe „jung“ zur Untergruppe „mittel“ in allen Querschnittshöhen zu beobachten. Von der Untergruppe „mittel“ zur Untergruppe „alt“ ist jedoch kein wesentlicher Anstieg mehr festzustellen, in Schaftmitte nimmt die Gesamtfläche tendenziell sogar eher wieder ab. Diese Beobachtungen werden nun auf statistische Signifikanz getestet. Es werden wieder zunächst die drei Altersgruppen im Kruskal-Wallis-Test gegenübergestellt und danach die Gruppen paarweise in drei Mann-Whitney-Tests verglichen.

Kruskal-Wallis-Test der Querschnittsfläche (Ausfl.)

Tabelle 3.36. Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests der Querschnittsflächen („Ausfl“) aller Querschnittshöhen für die drei Altersgruppen.

	26%	38%	50%	62%	74%
	Ausfl26	Ausfl38	Ausfl50	Ausfl62	Ausfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	22,00	22,06	26,65	23,94	23,18
Gruppe „mittel“	33,00	35,04	33,00	33,38	33,88
Gruppe „alt“	34,95	32,32	30,79	32,74	32,79
χ^2	5,75	5,80	1,32	3,36	4,21
Irrtumswahrsch. α	0,056	0,055	0,516	0,186	0,122

Mann-Whitney-Tests der Querschnittsfläche (Ausfl.)

Tabelle 3.37. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Querschnittsflächen („Ausfl“) aller Querschnittshöhen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit.

Vergleich der Gruppen „jung“ und „mittel“					
	Ausfl26	Ausfl38	Ausfl50	Ausfl62	Ausfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	16,71	15,71	18,65	17,18	16,53
Gruppe „mittel“	24,04	24,75	22,67	23,71	24,17
2-seit. Signifikanz	0,053	0,017	0,290	0,085	0,044

Vergleich der Gruppen „mittel“ und „alt“					
	Ausfl26	Ausfl38	Ausfl50	Ausfl62	Ausfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „mittel“	21,46	22,79	22,83	22,17	22,21
Gruppe „alt“	22,68	21,00	20,95	21,79	21,74
2-seit. Signifikanz	0,751	0,642	0,625	0,922	0,903

Vergleich der Gruppen „jung“ und „alt“					
	Ausfl26	Ausfl38	Ausfl50	Ausfl62	Ausfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	14,29	15,35	17,00	15,76	15,65
Gruppe „alt“	22,26	21,32	19,84	20,95	21,05
2-seit. Signifikanz	0,023	0,093	0,433	0,146	0,129

Die statistischen Tests zeigen in den Querschnittshöhen 26%, 38% und 74% eine signifikante Flächenzunahme von „jung“ zu „mittel“, nicht jedoch von „mittel“ zu „alt“. In den Querschnittshöhen 50% und 62% sind die Ergebnisse nicht signifikant (95%-Signifikanzniveau).

3.5.2 Abhängigkeit von Alter und Geschlecht

Zuletzt soll wieder eine geschlechtergetrennte Untersuchung klären, ob bei der Flächenzunahme mit dem Alter geschlechtsspezifische Unterschiede bestehen, oder diese gar auf ein Geschlecht beschränkt bleibt.

In Tab. 3.38 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Querschnittsflächen aufgetrennt in die drei Altersgruppen bei beiden Geschlechtern. Die Mittelwerte werden in Abb. 3.27 grafisch dargestellt.

Tabelle 3.38. Mittelwerte und Standardabweichungen der Querschnittsflächen in Pixel², getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen.

Qh		Frauen			Männer		
		„jung“	„mittel“	„alt“	„jung“	„mittel“	„alt“
26%	Mittelwert	44446	53804	54571	56245	60599	63646
	Standardabw	8183	7844	9241	5290	7469	10597
38%	Mittelwert	39540	51885	51054	53588	56447	55522
	Standardabw	7666	8458	7400	4969	6086	9039
50%	Mittelwert	40060	49142	48316	53914	54316	53096
	Standardabw	7938	7874	7195	4478	7500	10018
62%	Mittelwert	41854	53433	49708	53751	54585	57216
	Standardabw	6644	8266	7357	5539	9525	10311
74%	Mittelwert	53104	68538	63309	69461	70470	75624
	Standardabw	9255	8966	9421	7943	10483	14806

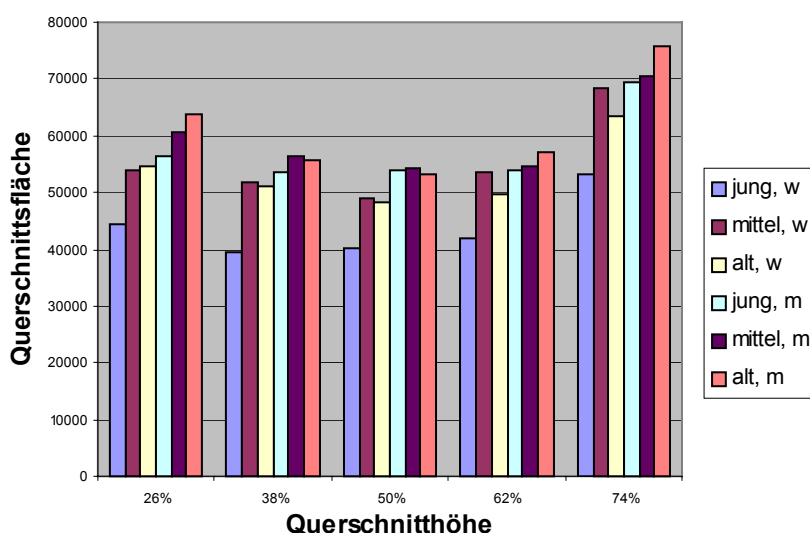


Abbildung 3.27. Mittelwerte der Querschnittsflächen in Pixel², getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern (w=weiblich, m=männlich) und Altersgruppen.

Betrachtet man Abb. 3.27, so erkennt man, dass die deutliche Flächenzunahme von der Untergruppe „jung“ zur Untergruppe „mittel“ aus Abb. 3.26 hauptsächlich durch die weiblichen Femora verursacht wird, während bei den Männern eine Flächenzunahme nur in den Querschnittshöhen 26% und 38% zu beobachten ist und auch hier deutlich geringer als bei den Frauen. Von der Untergruppe „mittel“ zur Untergruppe „alt“ ist keine deutliche Flächenzunahme mehr zu erkennen, bei den Frauen nimmt in den distalen Querschnittshöhen die Fläche sogar eher wieder ab.

Diese Ergebnisse werden nun in paarweisen Mann-Whitney-Tests statistisch geprüft.

Dabei werden folgende Untergruppen miteinander verglichen:

„Frauen, jung“ - „Frauen, mittel“
 „Frauen, mittel“ - „Frauen, alt“
 „Frauen, jung“ - „Frauen, alt“ (Tab. 3.39)

„Männer, jung“ - „Männer, mittel“
 „Männer, mittel“ - „Männer, alt“
 „Männer, jung“ - „Männer, alt“ (Tab. 3.40)

Tabelle 3.39. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Querschnittsflächen („Ausfl“) aller Querschnittshöhen für den Altersgruppenvergleich innerhalb der Untergruppe „Frauen“.

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, mittel“					
	Ausfl26	Ausfl38	Ausfl50	Ausfl62	Ausfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, jung“	5,57	5,14	5,43	5,14	4,86
Gruppe „Frauen, mittel“	10,78	11,11	10,89	11,11	11,33
2-seit. Signifikanz					
	0,031	0,012	0,023	0,012	0,005

Vergleich der Gruppen „Frauen, mittel“ und „Frauen, alt“					
	Ausfl26	Ausfl38	Ausfl50	Ausfl62	Ausfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, mittel“	9,56	9,67	9,56	10,56	11,11
Gruppe „Frauen, alt“	9,44	9,33	9,44	8,44	7,89
2-seit. Signifikanz					
	1,000	0,931	1,000	0,436	0,222

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, alt“					
	Ausfl26	Ausfl38	Ausfl50	Ausfl62	Ausfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, jung“	5,71	5,14	5,71	5,43	5,00
Gruppe „Frauen, alt“	10,67	11,11	10,67	10,89	11,22
2-seit. Signifikanz					
	0,042	0,012	0,042	0,023	0,008

Tabelle 3.40. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Querschnittsflächen („Ausfl“) aller Querschnittshöhen für den Altersgruppenvergleich innerhalb der Untergruppe „Männer“.

Vergleich der Gruppen „Männer, jung“ und „Männer, mittel“					
	Ausfl26	Ausfl38	Ausfl50	Ausfl62	Ausfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, jung“	11,30	10,80	13,80	13,00	13,00
Gruppe „Männer, mittel“	14,13	14,47	12,47	13,00	13,00
2-seit. Signifikanz					
	0,367	0,238	0,683	1,000	1,000

Vergleich der Gruppen „Männer, mittel“ und „Männer, alt“					
	Ausfl26	Ausfl38	Ausfl50	Ausfl62	Ausfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, mittel“	11,80	13,07	13,53	11,93	11,60
Gruppe „Männer, alt“	14,80	12,90	12,20	14,60	15,10
2-seit. Signifikanz					
	0,338	0,978	0,683	0,397	0,261

Vergleich der Gruppen „Männer, jung“ und „Männer, alt“					
	Ausfl26	Ausfl38	Ausfl50	Ausfl62	Ausfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, jung“	7,90	9,90	10,90	9,40	9,60
Gruppe „Männer, alt“	13,10	11,10	10,10	11,60	11,40
2-seit. Signifikanz					
	0,052	0,684	0,796	0,436	0,529

Die Mann-Whitney-Tests zeigen eine signifikante Flächenzunahme in allen Querschnittshöhen von der Untergruppe „Frauen, jung“ zu den Untergruppen „Frauen, mittel“ und „Frauen, alt“, die scheinbare Abnahme von „Frauen, mittel“ zu „Frauen, alt“ erweist sich als nicht signifikant. Bei den Männern ist lediglich in der Querschnittshöhe 26% von der Untergruppe „Männer, jung“ zur Untergruppe „Männer, alt“ die Flächenzunahme signifikant.

3.6 Markhöhlenfläche

Nach der Querschnittsfläche wird jetzt nach bekanntem Schema die Markhöhlenfläche („Innfl“) untersucht. Von den oben angesprochenen verschiedenen Teilflächen hat die Markhöhlenfläche in ihrer Abhängigkeit von Querschnittshöhe, Alter und Geschlecht große praktische Bedeutung, da sie sich in der Hüftendoprothetik direkt auf die Prothesenquerschnittsfläche auswirkt.

3.6.1 Abhängigkeit von Querschnittshöhe und Alter

Zunächst werden aus Tab. 3.7 wieder Mittelwerte und Standardabweichungen für die verschiedenen Querschnittshöhen über die gesamte Stichprobe sowie über die drei Altersgruppen gebildet (Tab. 3.41) und grafisch dargestellt (Abb. 3.28).

Tabelle 3.41. Mittelwerte und Standardabweichungen der Markhöhlenflächen in Pixel², getrennt nach Querschnittshöhen sowie nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Qh		Gesamte Stichprobe	Untergruppe „jung“	Untergruppe „mittel“	Untergruppe „alt“
26%	Mittelwert	21198	16061	20680	24154
	Standardabw	5349	4737	5157	7991
38%	Mittelwert	14554	10449	14333	17595
	Standardabw	4047	3931	3421	6918
50%	Mittelwert	14388	11286	13999	17137
	Standardabw	3671	3269	3003	6211
62%	Mittelwert	22684	18083	22596	24636
	Standardabw	5733	4606	5612	6496
74%	Mittelwert	44716	36679	44150	48323
	Standardabw	9544	7666	8125	11017

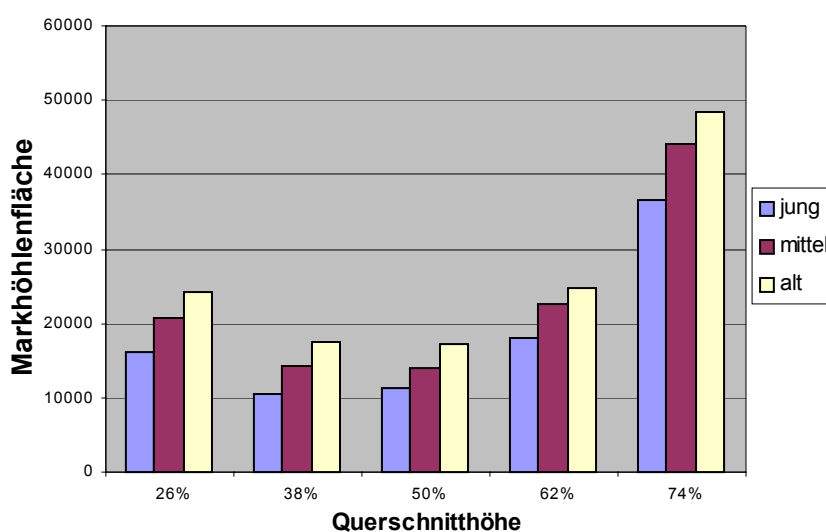


Abbildung 3.28. Mittelwerte der Markhöhlenflächen in Pixel², getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Neben der größeren Markhöhle in den peripheren Querschnittshöhen 74% und 26% im Vergleich zu den 3 mittleren Querschnittshöhen zeigt sich wieder eine Flächenzunahme mit steigendem Alter. Diese gilt für alle Querschnittshöhen und sowohl für den Vergleich „jung“ – „mittel“, als auch für „mittel“ – „alt“.

Es folgt die statistische Überprüfung dieser Beobachtung mittels Kruskal-Wallis-Test (Tab. 3.42) und drei Mann-Whitney-Tests (Tab. 3.43).

Kruskal-Wallis-Test der Markhöhlenfläche („Innfl“)

Tabelle 3.42. Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests der Markhöhlenflächen („Innfl“) aller Querschnittshöhen für die drei Altersgruppen.

	26%	38%	50%	62%	74%
	Innfl26	Innfl38	Innfl50	Innfl62	Innfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	18,47	17,24	18,88	19,35	18,41
Gruppe „mittel“	32,42	33,50	31,92	32,38	32,50
Gruppe „alt“	38,84	38,58	39,11	38,11	38,79
χ^2	12,690	14,581	12,294	10,806	12,740
Irrtumswahrsch. α	0,002	0,001	0,002	0,005	0,002

Mann-Whitney-Tests der Markhöhlenfläche („Innfl“)

Tabelle 3.43. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Markhöhlenflächen („Innfl“) aller Querschnittshöhen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit.

Vergleich der Gruppen „jung“ und „mittel“					
	Innfl26	Innfl38	Innfl50	Innfl62	Innfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	15,12	13,94	15,35	15,41	14,82
Gruppe „mittel“	25,17	26,00	25,00	24,96	25,38
2-seit. Signifikanz	0,008	0,001	0,011	0,012	0,005

Vergleich der Gruppen „mittel“ und „alt“					
	Innfl26	Innfl38	Innfl50	Innfl62	Innfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „mittel“	19,75	20,00	19,42	19,92	19,63
Gruppe „alt“	24,84	24,53	25,26	24,63	25,00
2-seit. Signifikanz	0,187	0,240	0,129	0,221	0,163

Vergleich der Gruppen „jung“ und „alt“					
	Innfl26	Innfl38	Innfl50	Innfl62	Innfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	12,35	12,29	12,53	12,94	12,59
Gruppe „alt“	24,00	24,05	23,84	23,47	23,79
2-seit. Signifikanz	0,001	0,001	0,001	0,002	0,001

Der Kruskal-Wallis-Test zeigt in allen Querschnittshöhen ebenso eine hochgradig signifikante Zunahme der Markhöhlenfläche mit dem Alter wie der paarweise Vergleich der Untergruppen „jung“ und „mittel“ sowie „jung“ und „alt“. Die Zunahme von der Untergruppe „mittel“ zur Untergruppe „alt“, die in Abb. 3.28 eindeutig erscheint, hält dem Signifikanztest nicht stand.

3.6.2 Abhängigkeit von Alter und Geschlecht

Schließlich werden die Altersgruppen noch geschlechtergetrennt untersucht, um eventuelle Unterschiede in der Markhöhlenflächenzunahme zwischen Männern und Frauen zu ermitteln. In Tabelle 3.44 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Markhöhlenflächen aufgelistet, aufgetrennt in die drei Altersgruppen bei beiden Geschlechtern. Die Mittelwerte werden in Abb. 3.29 grafisch dargestellt.

Tabelle 3.44. Mittelwerte und Standardabweichungen der Markhöhlenflächen in Pixel², getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen.

Qh		Frauen			Männer		
		„jung“	„mittel“	„alt“	„jung“	„mittel“	„alt“
26%	Mittelwert	44446	53804	54571	56245	60599	63646
	Standardabw	8183	7844	9241	5290	7469	10597
38%	Mittelwert	39540	51885	51054	53588	56447	55522
	Standardabw	7666	8458	7400	4969	6086	9039
50%	Mittelwert	40060	49142	48316	53914	54316	53096
	Standardabw	7938	7874	7195	4478	7500	10018
62%	Mittelwert	41854	53433	49708	53751	54585	57216
	Standardabw	6644	8266	7357	5539	9525	10311
74%	Mittelwert	53104	68538	63309	69461	70470	75624
	Standardabw	9255	8966	9421	7943	10483	14806

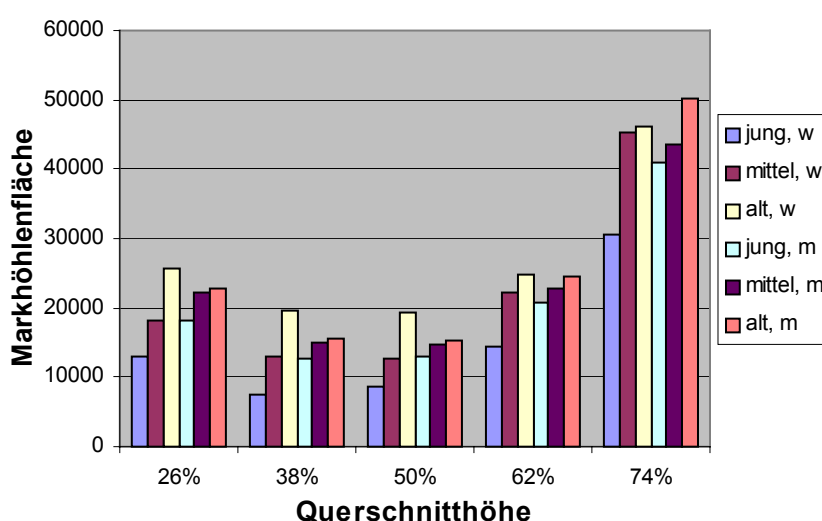


Abbildung 3.29. Mittelwerte der Markhöhlenflächen in Pixel², getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern (w=weiblich, m=männlich) und Altersgruppen.

Man erkennt, dass die Flächenzunahme der Markhöhlen mit dem Alter bei beiden Geschlechtern stattfindet, sie scheint jedoch bei den Frauen deutlicher ausgeprägt zu sein. Dadurch übersteigt die Markhöhlenfläche in der Untergruppe „Frauen, alt“ in den Querschnittshöhen 26% bis 62% sogar diejenige der Untergruppe „Männer, alt“.

Es folgen paarweise Mann-Whitney-Tests der folgenden Untergruppen:

„Frauen, jung“ - „Frauen, mittel“
 „Frauen, mittel“ - „Frauen, alt“
 „Frauen, jung“ - „Frauen, alt“ (Tab. 3.45)

„Männer, jung“ - „Männer, mittel“
 „Männer, mittel“ - „Männer, alt“
 „Männer, jung“ - „Männer, alt“ (Tab. 3.46)

Tabelle 3.45. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Markhöhlenflächen („Innfl“) aller Querschnittshöhen für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich innerhalb der Untergruppe „Frauen“.

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, mittel“					
	Innfl26	Innfl38	Innfl50	Innfl62	Innfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, jung“	5,43	4,43	4,86	4,57	4,29
Gruppe „Frauen, mittel“	10,89	11,67	11,33	11,56	11,78
2-seit. Signifikanz	0,023	0,001	0,005	0,002	0,001

Vergleich der Gruppen „Frauen, mittel“ und „Frauen, alt“					
	Innfl26	Innfl38	Innfl50	Innfl62	Innfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, mittel“	7,56	7,11	6,44	8,44	8,89
Gruppe „Frauen, alt“	11,44	11,89	12,56	10,56	10,11
2-seit. Signifikanz	0,136	0,063	0,014	0,436	0,666

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, alt“					
	Innfl26	Innfl38	Innfl50	Innfl62	Innfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, jung“	4,71	4,29	4,29	4,71	5,00
Gruppe „Frauen, alt“	11,44	11,78	11,78	11,44	11,22
2-seit. Signifikanz	0,003	0,001	0,001	0,003	0,008

Tabelle 3.46. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Markhöhlenflächen („Innfl“) aller Querschnittshöhen für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich innerhalb der Untergruppe „Männer“.

Vergleich der Gruppen „Männer, jung“ und „Männer, mittel“					
	Innfl26	Innfl38	Innfl50	Innfl62	Innfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, jung“	9,40	9,40	10,70	11,50	11,20
Gruppe „Männer, mittel“	15,40	15,40	14,53	14,00	14,20
2-seit. Signifikanz	0,048	0,048	0,216	0,428	0,338

Vergleich der Gruppen „Männer, mittel“ und „Männer, alt“					
	Innfl26	Innfl38	Innfl50	Innfl62	Innfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, mittel“	12,87	13,27	13,20	11,93	11,40
Gruppe „Männer, alt“	13,20	12,60	12,70	14,60	15,40
2-seit. Signifikanz	0,935	0,849	0,892	0,397	0,196

Vergleich der Gruppen „Männer, jung“ und „Männer, alt“					
	Innfl26	Innfl38	Innfl50	Innfl62	Innfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, jung“	7,70	8,50	9,50	8,60	7,90
Gruppe „Männer, alt“	13,30	12,50	11,50	12,40	13,10
2-seit. Signifikanz	0,035	0,143	0,481	0,165	0,052

Die Mann-Whitney-Tests erbringen folgende signifikante Ergebnisse:

Bei den Frauen ist die Flächenzunahme von „jung“ nach „mittel“ sowie von „jung“ nach „alt“ in allen Querschnittshöhen hochgradig signifikant. Von der Untergruppe „mittel“ nach „alt“ ist die Flächenzunahme nur in der Querschnittshöhe 50% signifikant. Dies ist möglicherweise wieder durch den individuell verschieden schnellen und starken Fortschritt des Knochenalterungsprozesses zu erklären.

Bei den Männern ist von der Untergruppe „jung“ zur Untergruppe „mittel“ die Flächenzunahme in den Querschnittshöhen 26% und 38% signifikant, von der Untergruppe „jung“ zur Untergruppe „alt“ in den Querschnittshöhen 26% und 74%. Von der Untergruppe „mittel“ zur Untergruppe „alt“ ergeben sich keine signifikanten Unterschiede.

Diese Untersuchung zeigt, dass mit dem Alter die Fläche der Markhöhle bei beiden Geschlechtern zunimmt. Die Tatsache, dass sich bei den Frauen deutlich mehr signifikante Unterschiede zwischen den Untergruppen ergeben, als bei den Männern und die Signifikanzen deutlich stärker ausgeprägt sind, zeigt den deutlichen Einfluss des Geschlechtes.

Es liegt die Vermutung nahe, dass der Prozess der Vergrößerung der Markhöhle mit dem Alter ein wichtiger limitierender Faktor für die langfristige Stabilität von Hüftendoprothesen in der Femurdiaphyse ist.

3.7 Kortikalisfläche

Aus der Differenz aus Querschnittsfläche und Markhöhlenfläche ergibt sich die Kortikalisfläche („Ringfl“), die in diesem Kapitel untersucht wird.

3.7.1 Abhängigkeit von Querschnittshöhe und Alter

Wie gewohnt werden zunächst aus Tab. 3.8 wieder Mittelwerte und Standardabweichungen für die verschiedenen Querschnittshöhen über die gesamte Stichprobe sowie über die drei Altersgruppen gebildet (Tab. 3.47) und grafisch dargestellt (Abb. 3.30).

Tabelle 3.47. Mittelwerte und Standardabweichungen der Kortikalisflächen in Pixel², getrennt nach Querschnittshöhen sowie nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Qh		Gesamte Stichprobe	Untergruppe „jung“	Untergruppe „mittel“	Untergruppe „alt“
26%	Mittelwert	36102	35326	37371	35194
	Standardabw	8030	5046	7969	9861
38%	Mittelwert	38085	37355	40403	35810
	Standardabw	8017	6477	8539	7802
50%	Mittelwert	36482	36924	38376	33695
	Standardabw	8036	6887	7528	8799
62%	Mittelwert	30532	30769	31557	29024
	Standardabw	7991	5970	9380	7414
74%	Mittelwert	24416	26047	25595	21467
	Standardabw	6305	4881	5520	7273

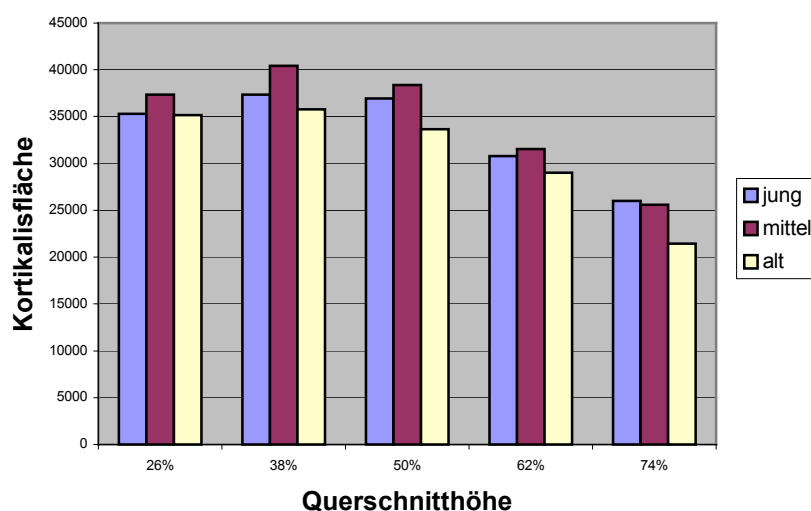


Abbildung 3.30. Mittelwerte der Kortikalisflächen in Pixel², getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Es ergibt sich eine Abnahme der Kortikalisfläche von der Altersgruppe „mittel“ zur Altersgruppe „alt“, während von der Altersgruppe „jung“ zur Altersgruppe „mittel“ die Kortikalisfläche vor allem proximal eher zunimmt.

Dies ist insofern zu erwarten gewesen, als die Querschnittsfläche vor allem von „jung“ zu „mittel“ zunahm, während die Markhöhlenfläche sowohl von „jung“ zu „mittel“, als auch von „mittel“ zu „alt“ zunahm.

Es folgt die statistische Überprüfung mit Kruskal-Wallis-Test und drei Mann-Whitney-Tests.

Kruskal-Wallis-Test der Kortikalisfläche („Ringfl“)

Tabelle 3.48. Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests der Kortikalisflächen („Ringfl“) aller Querschnittshöhen für die drei Altersgruppen.

	26%	38%	50%	62%	74%
	Ringfl26	Ringfl38	Ringfl50	Ringfl62	Ringfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	28,76	29,06	32,24	30,76	35,71
Gruppe „mittel“	33,04	34,83	34,83	34,08	34,21
Gruppe „alt“	28,84	26,32	23,47	25,74	21,16
χ^2	0,847	2,634	4,721	2,428	8,029
Irrtumswahrsch. α	0,655	0,261	0,094	0,297	0,018

Mann-Whitney-Tests der Kortikalisfläche („Ringfl“)

Tabelle 3.49. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Kortikalisflächen („Ringfl“) aller Querschnittshöhen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit.

Vergleich der Gruppen „jung“ und „mittel“					
	Ringfl26	Ringfl38	Ringfl50	Ringfl62	Ringfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	19,24	18,65	19,88	19,47	21,53
Gruppe „mittel“	22,25	22,67	21,79	22,08	20,63
2-seit. Signifikanz	0,427	0,290	0,615	0,491	0,812

Vergleich der Gruppen „mittel“ und „alt“					
	Ringfl26	Ringfl38	Ringfl50	Ringfl62	Ringfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „mittel“	23,29	24,67	25,54	24,75	26,08
Gruppe „alt“	20,37	18,63	17,53	18,53	16,84
2-seit. Signifikanz	0,448	0,118	0,038	0,142	0,017

Vergleich der Gruppen „jung“ und „alt“					
	Ringfl26	Ringfl38	Ringfl50	Ringfl62	Ringfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	18,53	19,41	21,35	20,29	23,18
Gruppe „alt“	18,47	17,68	15,95	16,89	14,32
2-seit. Signifikanz	1,000	0,639	0,129	0,346	0,011

Es ergibt sich eine statistisch signifikante Abnahme der Kortikalisfläche von der Altersgruppe „mittel“ zur Altersgruppe „alt“ in den Querschnittshöhen 50% und 74%, von der Altersgruppe „jung“ zur Altersgruppe „alt“ nur in der Querschnittshöhe 74%. Die beobachtete Flächenzunahme von der Altersgruppe „jung“ zur Altersgruppe „mittel“ erweist sich als zu gering, um statistisch signifikant zu sein.

3.7.2 Abhängigkeit von Alter und Geschlecht

In Tabelle 3.50 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Kortikalisflächen aufgetrennt in die drei Altersgruppen bei beiden Geschlechtern. Die Mittelwerte werden in Abb. 3.31 grafisch dargestellt.

Tabelle 3.50. Mittelwerte und Standardabweichungen der Kortikalisflächen in Pixel², getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen.

Qh		Frauen			Männer		
		„jung“	„mittel“	„alt“	„jung“	„mittel“	„alt“
26%	Mittelwert	31386	35695	28799	38083	38377	40949
	Standardabw	4436	8316	7517	4200	7577	7998
38%	Mittelwert	32138	38860	31330	41006	41330	39842
	Standardabw	5039	9240	6887	5620	7947	6217
50%	Mittelwert	31392	36309	29018	40796	39617	37905
	Standardabw	5658	7502	5559	5368	7267	9049
62%	Mittelwert	27459	31334	24795	33086	31691	32830
	Standardabw	4070	6177	4673	5893	10856	7362
74%	Mittelwert	22619	23290	17130	28447	26978	25371
	Standardabw	3770	5422	3552	4403	5100	7549

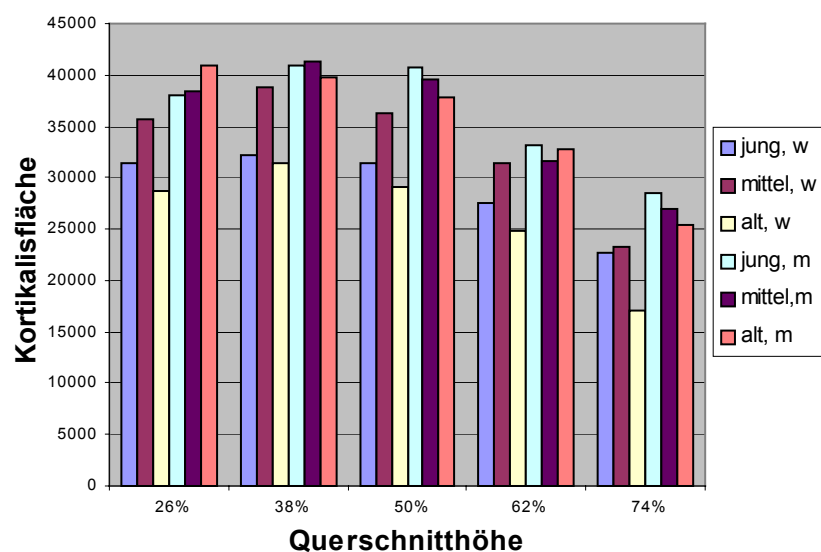


Abbildung 3.31. Mittelwerte der Kortikalisflächen in Pixel², getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern (w=weiblich, m=männlich) und Altersgruppen.

Es zeigt sich bei den Frauen in allen Querschnittshöhen eine Flächenzunahme von „jung“ nach „mittel“ und eine Flächenabnahme von „mittel“ nach „alt“. Bei den Männern lässt sich zunächst keine regelhafte Veränderung herauslesen.

Es folgen wieder paarweise Mann-Whitney-Tests der folgenden Untergruppen:

„Frauen, jung“ - „Frauen, mittel“
 „Frauen, mittel“ - „Frauen, alt“
 „Frauen, jung“ - „Frauen, alt“ (Tab. 3.51)

„Männer, jung“ – „Männer, mittel“
 „Männer, mittel“ – „Männer, alt“
 „Männer, jung“ – „Männer, alt“ (Tab. 3.52)

Tabelle 3.51. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Kortikalisflächen („Ringfl“) aller Querschnittshöhen für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich in der Untergruppe „Frauen“.

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, mittel“					
	Ringfl26	Ringfl38	Ringfl50	Ringfl62	Ringfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, jung“	7,00	6,71	6,57	6,86	8,43
Gruppe „Frauen, mittel“	9,67	9,89	10,00	9,78	8,56
2-seit. Signifikanz	0,299	0,210	0,174	0,252	1,000

Vergleich der Gruppen „Frauen, mittel“ und „Frauen, alt“					
	Ringfl26	Ringfl38	Ringfl50	Ringfl62	Ringfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, mittel“	11,22	11,56	11,89	11,89	12,56
Gruppe „Frauen, alt“	7,78	7,44	7,11	7,11	6,44
2-seit. Signifikanz	0,190	0,113	0,063	0,063	0,014

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, alt“					
	Ringfl26	Ringfl38	Ringfl50	Ringfl62	Ringfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, jung“	9,29	8,86	9,00	9,57	11,86
Gruppe „Frauen, alt“	7,89	8,22	8,11	7,67	5,89
2-seit. Signifikanz	0,606	0,837	0,758	0,470	0,012

Tabelle 3.52. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Kortikalisflächen („Ringfl“) aller Querschnitthöhen für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich in der Untergruppe „Männer“.

Vergleich der Gruppen „Männer, jung“ und „Männer, mittel“					
	Ringfl26	Ringfl38	Ringfl50	Ringfl62	Ringfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, jung“	12,60	12,50	13,50	12,80	14,00
Gruppe „Männer, mittel“	13,27	13,33	12,67	13,13	12,33
2-seit. Signifikanz					
	0,849	0,807	0,807	0,935	0,605

Vergleich der Gruppen „Männer, mittel“ und „Männer, alt“					
	Ringfl26	Ringfl38	Ringfl50	Ringfl62	Ringfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, mittel“	12,33	13,53	14,07	13,13	13,87
Gruppe „Männer, alt“	14,00	12,20	11,40	12,80	11,70
2-seit. Signifikanz					
	0,605	0,683	0,397	0,935	0,495

Vergleich der Gruppen „Männer, jung“ und „Männer, alt“					
	Ringfl26	Ringfl38	Ringfl50	Ringfl62	Ringfl74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, jung“	9,50	11,20	12,40	11,00	12,00
Gruppe „Männer, alt“	11,50	9,80	8,60	10,00	9,00
2-seit. Signifikanz					
	0,481	0,631	0,165	0,739	0,280

Es ergeben sich bei den Männern keine signifikanten Altersunterschiede in der Kortikalisfläche. Bei den Frauen ist die Flächenzunahme von der Altersgruppe „jung“ zur Altersgruppe „mittel“ nicht stark genug, um Signifikanzniveau zu erreichen. Die Flächenabnahme von „Frauen, mittel“ zu „Frauen, alt“ ist in allen Querschnitthöhen auffällig, erreicht aber nur in Querschnitthöhe 74% Signifikanz. Im Vergleich der Untergruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, alt“ ergibt sich in Querschnitthöhe 74% eine signifikante Flächenabnahme.

3.8 Kortikalisdicke

Aus den Umfängen von Gesamtquerschnitt und Markhöhle und der Kortikalisfläche wurde auf die in Kap. 2 dargestellte Weise für jeden Querschnitt eine genäherte durchschnittliche Kortikalisdicke („Ringd“) berechnet. Die in Tab. 3.8 erhaltenen Ergebnisse werden in diesem Kapitel statistisch getestet.

3.8.1 Abhängigkeit von Querschnittshöhe und Alter

Zunächst werden aus Tab. 3.8 wieder Mittelwerte und Standardabweichungen für die verschiedenen Querschnittshöhen über die gesamte Stichprobe sowie über die drei Altersgruppen gebildet (Tab. 3.53) und grafisch dargestellt (Abb.3.32).

Tabelle 3.53. Mittelwerte und Standardabweichungen der Kortikalisdicken in Pixel, getrennt nach Querschnittshöhen sowie nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Qh		Gesamte Stichprobe	Untergruppe „jung“	Untergruppe „mittel“	Untergruppe „alt“
26%	Mittelwert	53,8	56,5	54,8	50,1
	Standardabw	10,7	5,6	10,7	12,8
38%	Mittelwert	62,1	65,7	64,3	56,2
	Standardabw	11,9	7,6	12,5	12,2
50%	Mittelwert	59,9	63,7	62,1	53,9
	Standardabw	11,3	7,9	9,9	13,0
62%	Mittelwert	45,9	48,9	46,5	42,3
	Standardabw	10,7	7,6	12,7	9,3
74%	Mittelwert	29,4	33,1	30,3	24,9
	Standardabw	7,2	4,9	6,5	7,5

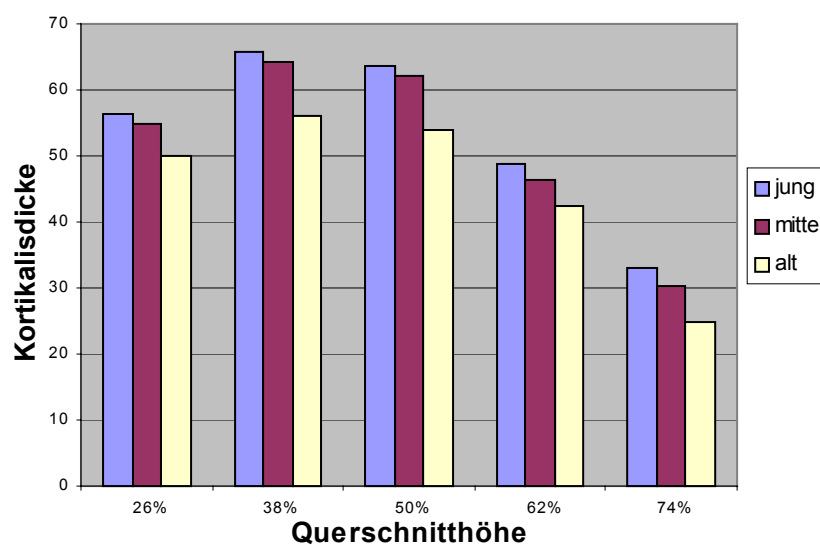


Abbildung 3.32. Mittelwerte der Kortikalisdicken in Pixel, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Die größten Kortikalisdicken finden sich in den Querschnittshöhen 38% und 50%, nach peripher nimmt die Dicke ab. In den größten Querschnitten in der Höhe 74% ist die Kortikalis wegen der überproportional zunehmenden Markhöhle am dünnsten. Es zeigt sich eine Altersabhängigkeit, die Kortikalisdicke nimmt in allen Querschnittshöhen sowohl von der Altersgruppe „jung“ zur Altersgruppe „mittel“, als auch von der Altersgruppe „mittel“ zur Altersgruppe „alt“ ab.

Diese Beobachtung wird wieder mittels Kruskal-Wallis-Test und drei Mann-Whitney-Tests überprüft.

Kruskal-Wallis-Test der Kortikalisdicke („Ringd“)

Tabelle 3.54. Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests der Kortikalisdicken („Ringd“) aller Querschnittshöhen für die drei Altersgruppen.

	26%	38%	50%	62%	74%
	Ringd26	Ringd38	Ringd50	Ringd62	Ringd74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	34,59	36,47	36,35	35,00	39,82
Gruppe „mittel“	31,67	32,88	34,00	32,88	32,13
Gruppe „alt“	25,37	22,16	20,84	23,47	20,11
χ^2	2,679	6,766	8,684	4,648	11,784
Irrtumswahrsch. α	0,262	0,034	0,013	0,098	0,003

Mann-Whitney-Tests der Kortikalisdicke („Ringd“)

Tabelle 3.55. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Kortikalisflächen („Ringd“) aller Querschnittshöhen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit.

Vergleich der Gruppen „jung“ und „mittel“					
	Ringd26	Ringd38	Ringd50	Ringd62	Ringd74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	22,00	22,12	21,53	21,53	24,41
Gruppe „mittel“	20,29	20,21	20,63	20,63	18,58
2-seit. Signifikanz	0,653	0,615	0,812	0,812	0,125

Vergleich der Gruppen „mittel“ und „alt“					
	Ringd26	Ringd38	Ringd50	Ringd62	Ringd74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „mittel“	23,88	25,17	25,88	24,75	26,04
Gruppe „alt“	19,63	18,00	17,11	18,53	16,89
2-seit. Signifikanz	0,271	0,063	0,023	0,107	0,018

Vergleich der Gruppen „jung“ und „alt“					
	Ringd26	Ringd38	Ringd50	Ringd62	Ringd74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	21,59	23,35	23,82	22,47	24,41
Gruppe „alt“	15,74	14,16	13,74	14,95	13,21
2-seit. Signifikanz	0,100	0,008	0,003	0,033	0,001

Die Dickenabnahme der Kortikalis mit zunehmendem Alter findet also vor allem zwischen der Untergruppe „mittel“ und „alt“ statt, hier sind die Vergleiche in den Querschnittshöhen 50% und 74% hoch signifikant, in den Querschnittshöhen 38% und 62% noch statistisch auffällig. Demgegenüber reichen die Unterschiede zwischen den Altersgruppen „jung“ und „mittel“ nicht für Signifikanzen aus. Zwischen den Altersgruppen „jung“ und „alt“ sind bis auf Querschnittshöhe 26% hochsignifikante Abnahmen der Kortikalisdicke zu beobachten. Wegen der naheliegenden Vermutung, dass die Dickenabnahme der Kortikalis im Rahmen der Knochenalterung erfolgt, ist eine geschlechtergetrennte Untersuchung von Interesse.

3.8.2 Abhängigkeit von Alter und Geschlecht

In Tab. 3.56 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Kortikalisdicken aufgetrennt in die drei Altersgruppen bei beiden Geschlechtern. Die Mittelwerte werden in Abb. 3.33 grafisch dargestellt.

Tabelle 3.56. Mittelwerte und Standardabweichungen der Kortikalisdicken in Pixel, getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen.

Qh		Frauen			Männer		
		„jung“	„mittel“	„alt“	„jung“	„mittel“	„alt“
26%	Mittelwert	54,5	54,7	42,1	57,9	54,8	57,3
	Standardabw	5,5	11,3	12,0	6,3	10,4	8,8
38%	Mittelwert	63,3	63,7	49,3	67,4	64,7	62,3
	Standardabw	4,8	13,4	12,7	9,3	11,9	7,5
50%	Mittelwert	60,0	60,7	46,3	66,3	63,0	60,6
	Standardabw	5,4	10,3	9,6	8,9	9,5	11,8
62%	Mittelwert	47,7	46,3	37,3	49,8	46,7	46,8
	Standardabw	5,3	7,1	7,8	8,5	15,1	8,2
74%	Mittelwert	31,5	27,4	20,9	34,3	32,1	28,4
	Standardabw	4,0	5,8	5,6	4,7	6,2	7,2

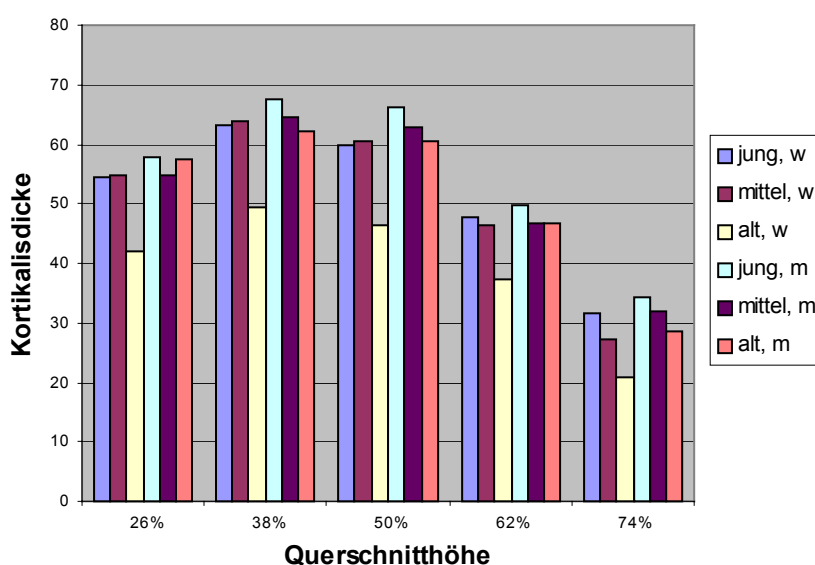


Abbildung 3.33. Mittelwerte der Kortikalisdicken in Pixel, getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern (w=weiblich, m=männlich) und Altersgruppen.

Bei den weiblichen Femora fällt hierbei die starke Abnahme der Kortikalisdicke bei der Altersgruppe „alt“ im Vergleich zu den beiden anderen Altersgruppen auf. Es scheint, dass die Dickenabnahme in Abb. 3.32 fast alleine durch die weiblichen Femora verursacht wird. Demgegenüber verändert sich von der Altersgruppe „jung“ zur Altersgruppe „mittel“ die Kortikalisdicke nur unwesentlich.

Es folgen wie gewohnt die paarweisen Mann-Whitney-Tests der Untergruppen:

Die Ergebnisse finden sich in Tab. 3.57 und 3.58.

Tabelle 3.57. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Kortikalisdicken („Ringd“) aller Querschnittshöhen für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich in der Untergruppe „Frauen“.

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, mittel“					
	Ringd26	Ringd38	Ringd50	Ringd62	Ringd74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, jung“	9,00	9,57	8,29	9,14	10,43
Gruppe „Frauen, mittel“	8,11	7,67	8,67	8,00	7,00
2-seit. Signifikanz					
	0,758	0,470	0,918	0,681	0,174

Vergleich der Gruppen „Frauen, mittel“ und „Frauen, alt“					
	Ringd26	Ringd38	Ringd50	Ringd62	Ringd74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, mittel“	12,00	12,00	12,56	11,78	12,00
Gruppe „Frauen, alt“	7,00	7,00	6,44	7,22	7,00
2-seit. Signifikanz					
	0,050	0,050	0,014	0,077	0,050

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, alt“					
	Ringd26	Ringd38	Ringd50	Ringd62	Ringd74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, jung“	11,86	12,00	12,57	11,57	12,14
Gruppe „Frauen, alt“	5,89	5,78	5,33	6,11	5,67
2-seit. Signifikanz					
	0,012	0,008	0,001	0,023	0,005

Tabelle 3.58. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Kortikalisdicken („Ringd“) aller Querschnitthöhen für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich in der Untergruppe „Männer“.

Vergleich der Gruppen „Männer, jung“ und „Männer, mittel“					
	Ringd26	Ringd38	Ringd50	Ringd62	Ringd74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, jung“	13,80	13,70	13,90	12,70	14,80
Gruppe „Männer, mittel“	12,47	12,53	12,40	13,20	11,80
2-seit. Signifikanz					
	0,683	0,723	0,643	0,892	0,338

Vergleich der Gruppen „Männer, mittel“ und „Männer, alt“					
	Ringd26	Ringd38	Ringd50	Ringd62	Ringd74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, mittel“	12,47	13,93	13,73	13,80	14,27
Gruppe „Männer, alt“	13,80	11,60	11,90	11,80	11,10
2-seit. Signifikanz					
	0,683	0,461	0,567	0,531	0,311

Vergleich der Gruppen „Männer, jung“ und „Männer, alt“					
	Ringd26	Ringd38	Ringd50	Ringd62	Ringd74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, jung“	10,50	12,40	12,20	11,30	12,70
Gruppe „Männer, alt“	10,50	8,60	8,80	9,70	8,30
2-seit. Signifikanz					
	1,000	0,165	0,218	0,579	0,105

Die Tests bestätigen die obigen Vermutungen. Die Dickenabnahme der Kortikalis ist bei den Frauen von der Altersgruppe „mittel“ zur Altersgruppe „alt“ sowie von der Altersgruppe „jung“ zur Altersgruppe „alt“ in allen Querschnitthöhen signifikant, während sich von der Altersgruppe „jung“ zur Altersgruppe „mittel“ keine signifikanten Veränderungen ergeben. Bei den Männern erreichen die Veränderungen keine Signifikanz. Lediglich von der Untergruppe „jung“ zur Untergruppe „alt“ ist die Dickenabnahme in den Querschnitthöhen 38% und 74% auffällig, aber nicht signifikant.

3.9 Trägheitsradien

Auf die in Kap. 2 dargestellte Weise wurde für jeden Querschnitt aus dem Massenträgheitsmoment, dem Dichteprofil und der Querschnittsfläche der Trägheitsradius berechnet. Dieser ist definiert als der Abstand i der punktförmig gedachten Masse des Querschnittes von der Bezugsachse, in dem das gleiche Trägheitsmoment wie das des Querschnittes selbst resultiert. Das bedeutet, dass je geringer die Knochenmasse ist, desto größer muss der Trägheitsradius sein, um ein gleiches Trägheitsmoment zu erreichen bzw. ein wachsendes Trägheitsmoment kann einerseits durch zunehmende Knochenmasse oder einen steigenden Trägheitsradius (oder die Kombination aus beidem) verursacht sein.

Der Trägheitsradius ist also ein geeigneter Parameter, die im Rahmen des Alterungsprozesses nach außen wandernde Kortikalis als Ausgleich zur geringer werdenden Knochenmasse zu beschreiben. Der mathematische Hintergrund dieser Kompensationsmöglichkeit wurde bereits in Kap. 1.2 diskutiert.

3.9.1 Abhängigkeit von Querschnittshöhe und Alter

In Tab. 3.59 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Trägheitsradien für die Querschnittshöhen über die gesamte Stichprobe sowie über die drei Altersgruppen zu sehen, die grafische Darstellung erfolgt in Abb 3.34.

Tabelle 3.59. Mittelwerte und Standardabweichungen der Trägheitsradien in Pixel, getrennt nach Querschnittshöhen, sowie nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Qh		Gesamte Stichprobe	Untergruppe „jung“	Untergruppe „mittel“	Untergruppe „alt“
26%	Mittelwert	84,1	77,2	86,0	88,0
	Standardabw	8,4	7,2	6,9	7,3
38%	Mittelwert	76,1	71,7	76,9	78,9
	Standardabw	7,0	6,5	4,7	7,8
50%	Mittelwert	76,0	73,2	76,6	77,6
	Standardabw	6,9	7,4	5,6	7,2
62%	Mittelwert	79,4	75,8	80,7	81,1
	Standardabw	7,3	7,1	6,1	7,6
74%	Mittelwert	98,7	91,9	100,2	103,4
	Standardabw	10,6	8,5	8,0	11,9

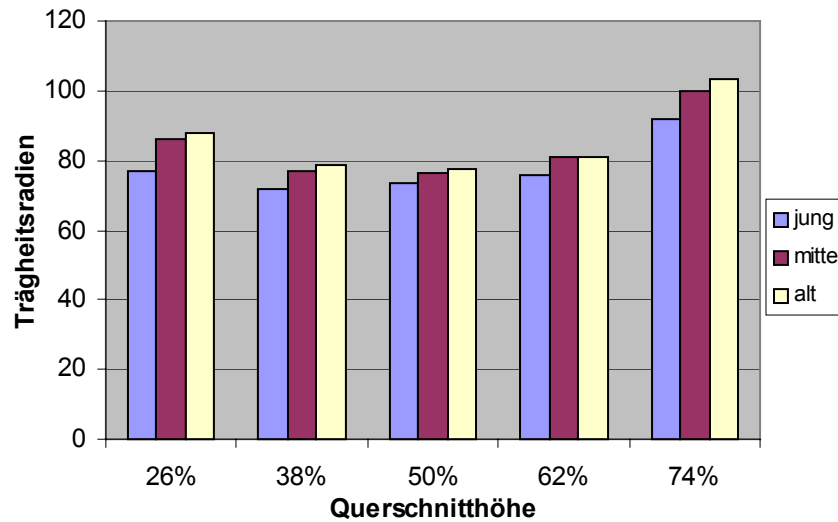


Abb. 3.34. Mittelwerte der Trägheitsradien in Pixel, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.

Es ist in allen Querschnittshöhen eine leicht zunehmende Tendenz der Trägheitsradien mit dem Alter zu beobachten, die in der Schaftmitte eher weniger deutlich ausgeprägt ist als an den Schaftenden.

Es folgt die statistische Untersuchung mittels Kruskal-Wallis-Test (Tab. 3.60) und Mann-Whitney-Tests (Tab. 3.61).

Kruskal-Wallis-Test des Trägheitsradius („Tr“)

Tabelle 3.60. Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests der Trägheitsradien („Tr“) aller Querschnittshöhen für die drei Altersgruppen.

	26%	38%	50%	62%	74%
	Tr26	Tr38	Tr50	Tr62	Tr74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	16,29	20,59	25,41	22,71	18,12
Gruppe „mittel“	35,04	33,00	31,58	33,17	32,22
Gruppe „alt“	37,47	36,21	33,68	34,11	36,78
χ^2					
	15,901	7,999	2,167	4,755	11,662
Irrtumswahrsch. α					
	0,000	0,018	0,338	0,093	0,003

Mann-Whitney-Tests des Trägheitsradius („Tr“)

Tabelle 3.61. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Trägheitsradien („Tr“) aller Querschnittshöhen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit.

Vergleich der Gruppen „jung“ und „mittel“					
	Tr26	Tr38	Tr50	Tr62	Tr74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	13,29	15,59	18,47	16,76	14,35
Gruppe „mittel“	26,46	24,83	22,79	24,00	25,04
2-seit. Signifikanz	0,001	0,015	0,255	0,057	0,004

Vergleich der Gruppen „mittel“ und „alt“					
	Tr26	Tr38	Tr50	Tr62	Tr74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „mittel“	21,08	20,67	21,29	21,67	19,17
Gruppe „alt“	23,16	23,68	22,89	22,42	23,33
2-seit. Signifikanz	0,591	0,434	0,678	0,845	0,270

Vergleich der Gruppen „jung“ und „alt“					
	Tr26	Tr38	Tr50	Tr62	Tr74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „jung“	12,00	14,00	15,94	14,94	12,76
Gruppe „alt“	24,32	22,53	20,79	21,68	22,94
2-seit. Signifikanz	0,000	0,015	0,175	0,057	0,003

Der Kruskal-Wallis-Test zeigt eine hochsignifikante Zunahme der Trägheitsradien mit dem Alter in den Querschnittshöhen 26%, 38%, 74%. In der Querschnittshöhe 50% ergibt sich keine Signifikanz. Die Mann-Whitney-Tests zeigen, dass das Hauptwachstum der Trägheitsradien zwischen den Altersgruppen „jung“ und „mittel“ stattfindet (Signifikanz in allen Querschnittshöhen außer 50%), zwischen den Altersgruppen „mittel“ und „alt“ wird in keiner Querschnittshöhe Signifikanzniveau erreicht.

Analog zu den vorausgegangenen Untersuchungen ist auch hier wieder von Interesse, ob die signifikante Zunahme der Trägheitsradien vor allem durch die weiblichen Femora verursacht wird.

3.9.2 Abhängigkeit von Alter und Geschlecht

In Tab. 3.62 werden deshalb die Mittelwerte und Standardabweichungen der Kortikalisflächen aufgetrennt in die drei Altersgruppen bei beiden Geschlechtern. Die Mittelwerte werden wiederum in Abb. 3.35 grafisch dargestellt.

Tabelle 3.62. Mittelwerte und Standardabweichungen der Trägheitsradien in Pixel, getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen.

Qh		Frauen			Männer		
		„jung“	„mittel“	„alt“	„jung“	„mittel“	„alt“
26%	Mittelwert	72,0	81,1	88,7	80,8	88,9	87,4
	Standardabw	7,6	6,6	7,3	4,9	78,1	7,2
38%	Mittelwert	65,9	75,0	80,0	75,7	78,1	77,9
	Standardabw	6,8	5,3	7,3	3,7	3,8	8,2
50%	Mittelwert	66,6	75,4	77,5	77,9	77,4	77,6
	Standardabw	7,0	6,5	7,4	4,2	4,8	7,1
62%	Mittelwert	69,5	80,0	80,4	80,1	81,1	81,8
	Standardabw	6,3	5,7	7,6	5,1	6,3	7,6
74%	Mittelwert	84,8	101,5	100,9	96,8	99,3	105,3
	Standardabw	8,2	7,4	10,5	7,2	8,3	12,6

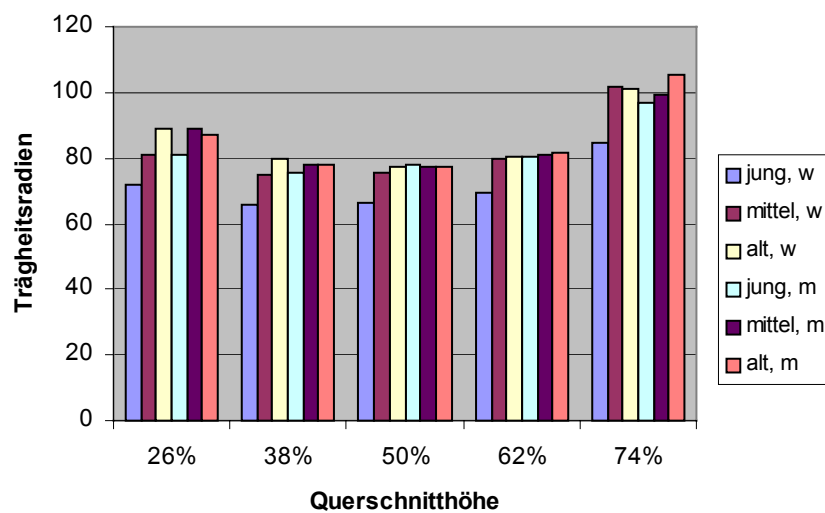


Abbildung 3.35. Mittelwerte der Trägheitsradien in Pixel, getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern (w=weiblich, m=männlich) und Altersgruppen.

Man erkennt wieder eine deutlichere Alterszunahme der Trägheitsradien bei den Frauen im Vergleich zu den Männern. Diese Zunahme erfolgt hauptsächlich von der Altersgruppe „jung“ zur Altersgruppe „mittel“, weniger von „mittel“ zu „alt“. Bei den Männern zeigt sich im wesentlichen eine Altersunabhängigkeit der Trägheitsradien.

Es folgen die paarweisen Mann-Whitney-Tests der Untergruppen.
Die Ergebnisse finden sich in Tab. 3.63 und 3.64.

Tabelle 3.63. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Trägheitsradien („Tr“) aller Querschnittshöhen für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich in der Untergruppe „Frauen“.

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, mittel“					
	Tr26	Tr38	Tr50	Tr62	Tr74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, jung“	5,43	5,29	5,29	4,71	4,00
Gruppe „Frauen, mittel“	10,89	11,00	11,00	11,44	12,00
2-seit. Signifikanz	0,023	0,016	0,016	0,003	0,000

Vergleich der Gruppen „Frauen, mittel“ und „Frauen, alt“					
	Tr26	Tr38	Tr50	Tr62	Tr74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, mittel“	7,33	7,56	8,89	9,56	8,56
Gruppe „Frauen, alt“	11,67	11,44	10,11	9,44	9,50
2-seit. Signifikanz	0,094	0,136	0,666	1,000	0,743

Vergleich der Gruppen „Frauen, jung“ und „Frauen, alt“					
	Tr26	Tr38	Tr50	Tr62	Tr74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Frauen, jung“	4,43	4,43	5,00	5,14	5,00
Gruppe „Frauen, alt“	11,67	11,67	11,22	11,11	10,63
2-seit. Signifikanz	0,001	0,001	0,008	0,012	0,014

Tabelle 3.64. Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Trägheitsradien („Tr“) aller Querschnittshöhen für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich in der Untergruppe „Männer“.

Vergleich der Gruppen „Männer, jung“ und „Männer, mittel“					
	Tr26	Tr38	Tr50	Tr62	Tr74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, jung“	7,50	10,40	14,20	13,20	11,20
Gruppe „Männer, mittel“	16,67	14,73	12,20	12,87	13,43
2-seit. Signifikanz					
	0,001	0,160	0,531	0,935	0,472

Vergleich der Gruppen „Männer, mittel“ und „Männer, alt“					
	Tr26	Tr38	Tr50	Tr62	Tr74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, mittel“	13,80	13,07	12,47	12,53	11,36
Gruppe „Männer, alt“	11,80	12,90	13,80	13,70	14,10
2-seit. Signifikanz					
	0,531	0,978	0,683	0,723	0,371

Vergleich der Gruppen „Männer, jung“ und „Männer, alt“					
	Tr26	Tr38	Tr50	Tr62	Tr74
Mittlere Rangzahlen					
Gruppe „Männer, jung“	7,90	10,00	10,60	9,80	8,50
Gruppe „Männer, alt“	13,10	11,00	10,40	11,20	12,50
2-seit. Signifikanz					
	0,052	0,739	0,971	0,631	0,143

Bei den Männern ist bis auf eine Ausnahme keine signifikante Zunahme des Trägheitsradius zu beobachten. Lediglich in Querschnittshöhe 26% findet sich eine signifikante Zunahme von der Altersgruppe „jung“ zu den Altersgruppen „mittel“ bzw. „alt“. Demgegenüber nimmt bei den Frauen von der Altersgruppe „jung“ zur Altersgruppe „mittel“ und „alt“ der Trägheitsradius in allen Querschnittshöhen hochsignifikant zu. Diese Signifikanz wird aber nicht von der Altersgruppe „mittel“ zu „alt“ erreicht.

4 Faktorenanalyse

4.1 Einführung

Eine ausführliche Darstellung der Funktionsweise der Faktorenanalyse würde aufgrund ihrer mathematischen Komplexität den Rahmen dieser Arbeit übersteigen. Es sollen im folgenden daher nur einige wesentliche Grundzüge dargestellt werden. Detaillierte Beschreibungen finden sich z. B. in [ÜBE 68, WEB 74, BAC 96, BRO 95].

In vielen wissenschaftlichen Untersuchungen stellt sich die Frage nach dem Wirkungszusammenhang mehrerer Variablen. Zur Untersuchung der Abhängigkeiten werden u. a. Regressions- und Korrelationsberechnungen verwendet, wie auch in Kap. 3.2.2 (Abhängigkeit der Richtungen der maximalen Trägheitsmomente vom Alter) und Kap. 3.2.3 (Abhängigkeit der Richtungen der maximalen Trägheitsmomente vom CCD-Winkel). Hierbei wurde bereits deutlich, dass nicht nur eine Abhängigkeit vom Alter und vom CCD-Winkel besteht, sondern auch eine Korrelation zwischen CCD-Winkel und Alter. Man kann sich vorstellen, dass bei steigender Anzahl der Variablen eines Systems so viele Abhängigkeiten der Variablen untereinander existieren, dass mit einfachen Korrelationsberechnungen das Abhängigkeitsmuster des Systems nicht mehr adäquat aufgeschlüsselt werden kann.

Betrachtet man die Ergebnistabellen in Kap. 3, so kann man insgesamt 79 verschiedene Variablen zählen, die alle zur Grundfrage „Anpassung des Femurs an Biegebelastungen“ einen Aufklärungsbeitrag leisten können. Bei der Vielfalt der möglichen Abhängigkeiten liegt es jedoch auch auf der Hand, dass nicht jede einzelne Variable zur Beschreibung der Biegeanpassung herangezogen werden muss. Das Ziel der Faktorenanalyse ist, das System auf wenige, voneinander unabhängige Hintergrundgrößen („Faktoren“) zurückzuführen, unter die sich mehrere Variablen des Systems unterordnen und die zur Beschreibung des Problems „Biegeanpassung“ ausreichend sind. Damit würde das hochkomplexe Variablensystem überschaubar gemacht werden und eine Interpretation vereinfacht werden.

Der Ablauf einer Faktorenanalyse stellt sich wie folgt dar:

Berechnung der Korrelationsmatrix und Variablenauswahl (Kap. 4.2), Extraktion der Faktoren (Kap. 4.3), Rotation der Faktorenstruktur (Kap. 4.4), Interpretation der Faktoren (Kap. 4.5).

Zunächst werden in Tab. 4.1 die für die Faktorenanalyse in Frage kommenden Variablen mit ihren im folgenden verwendeten Abkürzungen zusammengefasst. Es sind 58 Variablen, wobei im Vergleich zu den 79 Variablen aus Kap. 3 folgende Streichungen vorgenommen wurden.

- Die Variable „Beinlänge“ (Tab. 3.1) wurde eliminiert, da sie bei zu vielen Femora nicht bekannt war.
- Die Kortikalisflächen (Tab. 3.8) wurden entfernt, da in der Analyse die Querschnittsflächen und die Markhöhlenflächen verwendet werden und sich die Kortikalisfläche als Differenz dieser beiden Variablen ergibt und somit keine neue Information enthält.
- Die Verhältnisse der kleinsten Flächen- und Massenträgheitsmomente zu den größten Flächen- und Massenträgheitsmomenten (Tab. 3.3) wurden entfernt, da aus ihnen die numerischen Exzentrizitäten der Trägheitsellipsen berechnet wurden, die in der Analyse verwendet werden.
- Die numerischen Exzentrizitäten der Flächenträgheitsellipsen (Tab. 3.4) wurden gestrichen, weil die numerischen Exzentrizitäten der Massenträgheitsellipsen (Tab. 3.4) und die Differenzen aus den numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen (Tab. 3.5) in der Analyse verwendet werden und die numerischen Exzentrizitäten der Flächenträgheitsellipsen somit keine neue Information mehr erbringen.

Tabelle 4.1. Zusammenfassung der Variablen mit ihren verwendeten Abkürzungen, die für die Faktorenanalyse in Frage kommen.

<u>Variable</u>	<u>Abkürzung</u>
Körpergröße (cm)	Körpergr.
Körpergewicht (kg)	Körpergew.
Alter (Jahre)	Alter
Geschlecht (0=weiblich, 1=männlich)	Gesch
Femurlänge (mm)	Femurlänge
Femurgewicht (g)	Femurgew.
Condylenbreite (mm)	Condylenbr.
CCD-Winkel (°)	CCD-Winkel
Betrag der Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes in den Querschnitthöhen 26%, 38%, 50%, 62%, 74% (°). 0° entspricht mediolateral, 90° entspricht dorsoventral.	BETRF26
	BETRF38
	BETRF50
	BETRF62
	BETRF74
Betrag der Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in den Querschnitthöhen 26%, 38%, 50%, 62%, 74% (°). 0° entspricht mediolateral, 90° entspricht dorsoventral.	BETRM26
	BETRM38
	BETRM50
	BETRM62
	BETRM74
Numerische Exzentrizität der Massenträgheitsellipse des Femurquerschnittes in den Querschnitthöhen 26%, 38%, 50%, 62%, 74%.	NMEXZM26
	NMEXZM38
	NMEXZM50
	NMEXZM62
	NMEXZM74
Differenz der numerischen Exzentrizitäten der Flächenträgheitsellipse und Massenträgheitsellipse des Femurquerschnittes in den Querschnitthöhen 26%, 38%, 50%, 62%, 74%.	DNUM26
	DNUM38
	DNUM50
	DNUM62
	DNUM74
Trägheitsradius des Femurquerschnittes in den Querschnitthöhen 26%, 38%, 50%, 62%, 74% (Pixel).	TR26
	TR38
	TR50
	TR62
	TR74
Fläche des Femurquerschnittes in den Querschnitthöhen 26%, 38%, 50%, 62%, 74% (Pixel ²).	AUSFL26
	AUSFL38
	AUSFL50
	AUSFL62
	AUSFL74
Markhöhlenfläche des Femurquerschnittes in den Querschnitthöhen 26%, 38%, 50%, 62%, 74% (Pixel ²).	INNFL26
	INNFL38
	INNFL50
	INNFL62
	INNFL74
Durchschnittliche Kortikalisdicke des Femurquerschnittes in den Querschnitthöhen 26%, 38%, 50%, 62%, 74% (Pixel).	RINGD26
	RINGD38
	RINGD50
	RINGD62
	RINGD74
Mediolateraler Abstand des Flächenschwerpunktes des Femurquerschnittes vom Massenschwerpunkt in den Querschnitthöhen 26%, 38%, 50%, 62%, 74% (Pixel). Positiv, wenn S _F medial von S _M .	HORIZ26
	HORIZ38
	HORIZ50
	HORIZ62
	HORIZ74
Dorsoventraler Abstand des Flächenschwerpunktes des Femurquerschnittes vom Massenschwerpunkt in den Querschnitthöhen 26%, 38%, 50%, 62%, 74% (Pixel). Positiv, wenn S _F ventral von S _M .	VERT26
	VERT38
	VERT50
	VERT62
	VERT74

4.2 Korrelationsmatrix und Variablenauswahl

Im ersten Schritt der Faktorenanalyse werden die Korrelationskoeffizienten aller Variablen untereinander berechnet und in einer Korrelationsmatrix angeordnet. Diese Matrix liefert auch gleichzeitig Informationen über die Eignung des Variablensystems für eine Faktorenanalyse. So sind Variablen, die mit allen anderen Variablen nur geringe Korrelationen aufweisen, grundsätzlich weniger geeignet für die Analyse. Der Grund hierfür ist, dass sie sich dann schlechter mit anderen Variablen zusammen unter eine gemeinsame Hintergrundgröße einordnen lassen.

Ein gebräuchliches Maß für die Eignung der Korrelationsmatrix für die Faktorenanalyse ist das Kaiser-Mayer-Olkin-Kriterium (KMO), das aus der Anti-Image-Korrelationsmatrix berechnet wird. Es nimmt Werte zwischen 0 und 1 an und beschreibt danach die Eignung auf die in Tab. 4.2 dargestellte Weise.

Tab. 4.2. Eignung der Korrelationsmatrix für die Faktorenanalyse, gemessen am Kaiser-Mayer-Olkin-Kriterium (KMO).

KMO-Wert	Eignung für Faktorenanalyse
$\geq 0,9$	„fabelhaft“
$\geq 0,8$	„recht gut“
$\geq 0,7$	„mittelprächtigt“
$\geq 0,6$	„mäßig“
$\geq 0,5$	„schlecht“
$< 0,5$	„inakzeptabel“

Mit den in Tab. 4.1 aufgelisteten 58 Variablen erreichte das System einen KMO-Wert von lediglich 0,380, was laut Tab. 4.2 „inakzeptabel“ ist. Die Konsequenz eines solchen Wertes ist die sukzessive Entfernung von wenig geeigneten Variablen aus dem System, bis ein brauchbarer KMO-Wert erreicht wird.

Es wurden daraufhin folgende Variablen aus Tab. 4.1 entfernt:

BETRF26, BETRF38, BETRF50, BETRF62, BETRF74, HORIZ26, HORIZ38, HORIZ50, HORIZ62, HORIZ74, VERT26, VERT38, VERT50.

Nach Entfernung dieser 13 Variablen wurde ein „mäßiger“ KMO von 0,630 erreicht. Auf die Streichung weiterer Variablen zugunsten eines noch höheren KMO wurde verzichtet, um möglichst viele der gemessenen bzw. berechneten Größen in die Faktorenanalyse mit einfließen zu lassen.

Es verbleiben also 45 Variablen mit ihren Korrelationskoeffizienten, die in der Korrelationsmatrix in Tab. 4.3 dargestellt sind.

Tabelle 4.3. Korrelationsmatrix der 45 Variablen, die für die Faktorenanalyse verwendet werden, Teil 1.

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23
		Körpergr.	Körpergew.	Alter	Gesch	Femurlänge	Femurgew.	Condylenbr.	CCD-Winkel	BETRM26	BETRM38	BETRM50	BETRM62	BETRM74	NMEXZM26	NMEXZM38	NMEXZM50	NMEXZM62	NMEXZM74	DNUM26	DNUM38	DNUM50	DNUM62	DNUM74
1	Körpergr.	1,00	0,39	-0,48	0,58	0,79	0,77	0,57	0,09	0,11	0,36	0,44	0,36	0,10	-0,21	-0,19	-0,06	-0,23	-0,31	0,36	0,35	0,46	0,46	0,29
2	Körpergew.	0,39	1,00	-0,26	0,15	0,20	0,42	0,30	0,03	0,02	0,17	0,16	0,14	-0,10	-0,10	-0,19	0,06	-0,12	0,03	0,23	0,18	0,24	0,25	-0,05
3	Alter	-0,48	-0,26	1,00	-0,03	-0,19	-0,09	0,04	-0,27	-0,37	-0,64	-0,57	-0,56	-0,45	0,35	-0,03	-0,15	0,23	0,38	-0,62	-0,40	-0,29	-0,52	-0,31
4	Gesch	0,58	0,15	-0,03	1,00	0,58	0,71	0,70	-0,14	-0,07	0,08	0,17	0,11	-0,02	-0,12	-0,47	-0,35	-0,29	-0,23	-0,01	0,10	0,23	0,11	0,35
5	Femurlänge	0,79	0,20	-0,19	0,58	1,00	0,77	0,64	0,14	0,06	0,33	0,34	0,31	-0,01	-0,15	-0,10	-0,06	-0,17	-0,30	0,13	0,26	0,38	0,23	0,33
6	Femurgew.	0,77	0,42	-0,09	0,71	0,77	1,00	0,85	-0,07	-0,01	0,12	0,23	0,15	-0,11	-0,16	-0,28	-0,11	-0,18	-0,15	0,13	0,19	0,29	0,26	0,28
7	Condylenbr.	0,57	0,30	0,04	0,70	0,64	0,85	1,00	-0,14	-0,08	0,02	0,07	-0,02	-0,11	-0,05	-0,33	-0,21	-0,06	-0,01	-0,03	0,08	0,15	0,11	0,16
8	CCD-Winkel	0,09	0,03	-0,27	-0,14	0,14	-0,07	-0,14	1,00	0,16	0,28	0,22	0,27	0,12	-0,15	0,19	0,10	-0,08	-0,19	0,07	0,02	0,14	-0,01	-0,03
9	BETRM26	0,11	0,02	-0,37	-0,07	0,06	-0,01	-0,08	0,16	1,00	0,48	0,36	0,33	0,25	-0,55	0,17	0,09	-0,14	-0,14	0,45	0,30	0,11	0,25	0,13
10	BETRM38	0,36	0,17	-0,64	0,08	0,33	0,12	0,02	0,28	0,48	1,00	0,81	0,64	0,43	-0,52	0,03	0,08	-0,21	-0,33	0,53	0,49	0,44	0,45	0,18
11	BETRM50	0,44	0,16	-0,57	0,17	0,34	0,23	0,07	0,22	0,36	0,81	1,00	0,69	0,32	-0,58	-0,14	0,09	-0,37	-0,40	0,50	0,51	0,53	0,54	0,19
12	BETRM62	0,36	0,14	-0,56	0,11	0,31	0,15	-0,02	0,27	0,33	0,64	0,69	1,00	0,43	-0,55	0,00	0,19	-0,40	-0,65	0,57	0,41	0,45	0,38	0,15
13	BETRM74	0,10	-0,10	-0,45	-0,02	-0,01	-0,11	-0,11	0,12	0,25	0,43	0,32	0,43	1,00	-0,15	0,03	0,06	-0,03	-0,38	0,28	0,19	0,14	0,16	0,18
14	NMEXZM26	-0,21	-0,10	0,35	-0,12	-0,15	-0,16	-0,05	-0,15	-0,55	-0,52	-0,58	-0,55	-0,15	1,00	0,13	-0,12	0,26	0,36	-0,45	-0,38	-0,24	-0,27	-0,13
15	NMEXZM38	-0,19	-0,19	-0,03	-0,47	-0,10	-0,28	-0,33	0,19	0,17	0,03	-0,14	0,00	0,03	0,13	1,00	0,60	0,36	0,18	0,08	-0,18	-0,19	-0,03	-0,26
16	NMEXZM50	-0,06	0,06	-0,15	-0,35	-0,06	-0,11	-0,21	0,10	0,09	0,08	0,09	0,19	0,06	-0,12	0,60	1,00	0,49	-0,01	0,18	-0,16	-0,33	-0,01	-0,11
17	NMEXZM62	-0,23	-0,12	0,23	-0,29	-0,17	-0,18	-0,06	-0,08	-0,14	-0,21	-0,37	-0,40	-0,03	0,26	0,36	0,49	1,00	0,41	-0,13	-0,32	-0,44	-0,20	-0,29
18	NMEXZM74	-0,31	0,03	0,38	-0,23	-0,30	-0,15	-0,01	-0,19	-0,14	-0,33	-0,40	-0,65	-0,38	0,36	0,18	-0,01	0,41	1,00	-0,28	-0,34	-0,40	-0,18	-0,45
19	DNUM26	0,36	0,23	-0,62	-0,01	0,13	0,13	-0,03	0,07	0,45	0,53	0,50	0,57	0,28	-0,45	0,08	0,18	-0,13	-0,28	1,00	0,62	0,44	0,65	0,12
20	DNUM38	0,35	0,18	-0,40	0,10	0,26	0,19	0,08	0,02	0,30	0,49	0,51	0,41	0,19	-0,38	-0,18	-0,16	-0,32	-0,34	0,62	1,00	0,65	0,53	0,24
21	DNUM50	0,46	0,24	-0,29	0,23	0,38	0,29	0,15	0,14	0,11	0,44	0,53	0,45	0,14	-0,24	-0,19	-0,33	-0,44	-0,40	0,44	0,65	1,00	0,53	-0,06
22	DNUM62	0,46	0,25	-0,52	0,11	0,23	0,26	0,11	-0,01	0,25	0,45	0,54	0,38	0,16	-0,27	-0,03	-0,01	-0,20	-0,18	0,65	0,53	0,53	1,00	0,17
23	DNUM74	0,29	-0,05	-0,31	0,35	0,33	0,28	0,16	-0,03	0,13	0,18	0,19	0,15	0,18	-0,13	-0,26	-0,11	-0,29	-0,45	0,12	0,24	-0,06	0,17	1,00
24	TR26	0,09	0,21	0,52	0,28	0,21	0,37	0,43	-0,20	-0,27	-0,42	-0,43	-0,33	-0,26	0,44	-0,17	-0,17	0,17	0,23	-0,30	-0,22	-0,04	-0,39	-0,23
25	TR38	0,14	0,23	0,43	0,22	0,32	0,41	0,44	-0,19	-0,02	-0,20	-0,27	-0,16	-0,28	0,09	-0,03	0,03	0,20	0,10	-0,16	-0,08	0,00	-0,36	-0,20
26	TR50	0,23	0,31	0,27	0,26	0,37	0,46	0,43	-0,15	0,03	-0,04	-0,06	0,02	-0,19	-0,13	-0,10	0,20	0,18	-0,03	-0,02	-0,05	0,02	-0,25	-0,12
27	TR62	0,18	0,26	0,31	0,25	0,33	0,43	0,42	-0,18	0,03	-0,10	-0,13	-0,11	-0,17	-0,06	-0,11	0,06	0,26	0,10	-0,04	-0,08	-0,03	-0,23	-0,09
28	TR74	0,04	0,19	0,44	0,18	0,22	0,37	0,39	-0,20	0,04	-0,21	-0,21	-0,27	-0,25	-0,01	-0,07	-0,09	0,20	0,40	-0,17	-0,22	-0,14	-0,28	-0,16
29	AUSFL26	0,28	0,33	0,33	0,44	0,34	0,59	0,58	-0,26	-0,01	-0,21	-0,17	-0,11	-0,16	-0,04	-0,32	-0,18	0,03	0,09	-0,09	-0,04	0,07	-0,20	-0,09
30	AUSFL38	0,28	0,39	0,25	0,41	0,31	0,57	0,52	-0,32	-0,10	-0,20	-0,18	-0,09	-0,20	0,01	-0,33	-0,09	0,03	0,04	-0,05	-0,08	0,01	-0,23	-0,07
31	AUSFL50	0,34	0,38	0,14	0,43	0,41	0,58	0,53	-0,22	0,06	0,05	0,03	0,07	-0,10	-0,17	-0,28	-0,01	0,04	-0,05	0,07	0,08	0,11	-0,12	0,02
32	AUSFL62	0,26	0,31	0,20	0,33	0,38	0,58	0,56	-0,20	0,09	-0,07	-0,02	0,08	-0,18	-0,23	-0,23	0,02	0,02	-0,06	0,07	-0,03	0,03	-0,10	0,00
33	AUSFL74	0,28	0,25	0,24	0,38	0,40	0,56	0,53	-0,19	0,11	-0,06	0,00	-0,02	-0,15	-0,21	-0,19	-0,09	0,05	0,05	0,05	-0,08	0,05	-0,11	-0,02
34	INNFL26	-0,11	-0,04	0,51	0,12	0,10	0,10	0,23	0,06	-0,11	-0,25	-0,29	-0,26	-0,22	0,16	-0,23	-0,29	0,02	0,11	-0,44	-0,21	-0,06	-0,61	-0,27
35	INNFL38	-0,18	-0,07	0,53	0,05	0,09	0,05	0,19	0,02	-0,13	-0,25	-0,32	-0,28	-0,30	0,18	-0,17	-0,22	0,07	0,08	-0,48	-0,21	-0,14	-0,62	-0,23
36	INNFL50	-0,19	-0,10	0,49	0,03	0,09	0,01	0,12	-0,06	-0,06	-0,23	-0,34	-0,30	-0,27	0,21	-0,10	-0,14	0,11	0,09	-0,41	-0,23	-0,21	-0,58	-0,11
37	INNFL62	-0,03	0,02	0,43	0,13	0,17	0,18	0,20	-0,15	0,01	-0,23	-0,29	-0,26	-0,20	0,05	-0,09	-0,12	0,12	0,11	-0,23	-0,19	-0,13	-0,40	-0,08
38	INNFL74	0,01	0,02	0,46	0,17	0,26	0,30	0,32	-0,09	0,03	-0,19	-0,17	-0,17	-0,27	-0,04	-0,07	-0,15	0,05	0,19	-0,23	-0,28	-0,10	-0,36	-0,15
39	RINGD26	0,42	0,41	-0,27	0,31	0,22	0,49	0,32	-0,35	0,14	0,09	0,17	0,20	0,11	-0,26	-0,08	0,15	0,00	-0,04	0,42	0,20	0,13	0,49	0,23
40	RINGD38	0,42	0,42	-0,35	0,28	0,18	0,43	0,24	-0,28	0,05	0,08	0,16	0,21	0,15	-0,17	-0,10	0,14	-0,04	-0,05	0,45	0,14	0,12	0,42	0,17
41	RINGD50	0,51	0,46	-0,35	0,36	0,30	0,53	0,38	-0,15	0,12	0,27	0,35	0,35	0,17	-0,36	-0,16	0,12	-0,07	-0,13	0,43	0,29	0,29	0,41	0,12
42	RINGD62	0,31	0,30	-0,27	0,19	0,21	0,39	0,35	-0,05	0,08	0,16	0,28	0,36	0,02	-0,27	-0,14	0,16	-0,10	-0,18	0,30	0,18	0,16	0,32	0,08
43	RINGD74	0,49	0,40	-0,45	0,36	0,22	0,42	0,34	-0,17	0,15	0,26	0,32	0,29	0,26	-0,29	-0,22	0,12	0,00	-0,31	0,51	0,40	0,28	0,46	0,26
44	VERT62	-0,04	0,04	0,37	-0,02	0,00	0,00	0,08	-0,08	-0,31	-0,35	-0,42	-0,36	-0,28	0,32	0,19	0,00	0,26	0,16	-0,42	-0,39	-0,17	-0,42	-0,39
45	VERT74	-0,43	-0,19	0,68	-0,14	-0,20	-0,23	-0,05	-0,20	-0,52	-0,61	-0,61	-0,47	-0,40	0,41	0,12	-0,04	0,26	0,28	-0,58	-0,49	-0,25	-0,63	-0,51

Tabelle 4.3. Korrelationsmatrix der 45 Variablen, die für die Faktorenanalyse verwendet werden, Teil 2.

		24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45
		TR26	TR38	TR50	TR62	TR74	AUSFL26	AUSFL38	AUSFL50	AUSFL62	AUSFL74	INNFL26	INNFL38	INNFL50	INNFL62	INNFL74	RINGD26	RINGD38	RINGD50	RINGD62	RINGD74	VERT62	VERT74
1	Körpergr.	0,09	0,14	0,23	0,18	0,04	0,28	0,28	0,34	0,26	0,28	-0,11	-0,18	-0,19	-0,03	0,01	0,42	0,42	0,51	0,31	0,49	-0,04	-0,43
2	Körpergew.	0,21	0,23	0,31	0,26	0,19	0,33	0,39	0,38	0,31	0,25	-0,04	-0,07	-0,10	0,02	0,02	0,41	0,42	0,46	0,30	0,40	0,04	-0,19
3	Alter	0,52	0,43	0,27	0,31	0,44	0,33	0,25	0,14	0,20	0,24	0,51	0,53	0,49	0,43	0,46	-0,27	-0,35	-0,35	-0,27	-0,45	0,37	0,68
4	Gesch	0,28	0,22	0,26	0,25	0,18	0,44	0,41	0,43	0,33	0,38	0,12	0,05	0,03	0,13	0,17	0,31	0,28	0,36	0,19	0,36	-0,02	-0,14
5	Femurlänge	0,21	0,32	0,37	0,33	0,22	0,34	0,31	0,41	0,38	0,40	0,10	0,09	0,09	0,17	0,26	0,22	0,18	0,30	0,21	0,22	0,00	-0,20
6	Femurgew.	0,37	0,41	0,46	0,43	0,37	0,59	0,57	0,58	0,58	0,56	0,10	0,05	0,01	0,18	0,30	0,49	0,43	0,53	0,39	0,42	0,00	-0,23
7	Condylenbr.	0,43	0,44	0,43	0,42	0,39	0,58	0,52	0,53	0,56	0,53	0,23	0,19	0,12	0,20	0,32	0,32	0,24	0,38	0,35	0,34	0,08	-0,05
8	CCD-Winkel	-0,20	-0,19	-0,15	-0,18	-0,20	-0,26	-0,32	-0,22	-0,20	-0,19	0,06	0,02	-0,06	-0,15	-0,09	-0,35	-0,28	-0,15	-0,05	-0,17	-0,08	-0,20
9	BETRM26	-0,27	-0,02	0,03	0,03	0,04	-0,01	-0,10	0,06	0,09	0,11	-0,11	-0,13	-0,06	0,01	0,03	0,14	0,05	0,12	0,08	0,15	-0,31	-0,52
10	BETRM38	-0,42	-0,20	-0,04	-0,10	-0,21	-0,21	-0,20	0,05	-0,07	-0,06	-0,25	-0,25	-0,23	-0,23	-0,19	0,09	0,08	0,27	0,16	0,26	-0,35	-0,61
11	BETRM50	-0,43	-0,27	-0,06	-0,13	-0,21	-0,17	-0,18	0,03	-0,02	0,00	-0,29	-0,32	-0,34	-0,29	-0,17	0,17	0,16	0,35	0,28	0,32	-0,42	-0,61
12	BETRM62	-0,33	-0,16	0,02	-0,11	-0,27	-0,11	-0,09	0,07	0,08	-0,02	-0,26	-0,28	-0,30	-0,26	-0,17	0,20	0,21	0,35	0,36	0,29	-0,36	-0,47
13	BETRM74	-0,26	-0,28	-0,19	-0,17	-0,25	-0,16	-0,20	-0,10	-0,18	-0,15	-0,22	-0,30	-0,27	-0,20	-0,27	0,11	0,15	0,17	0,02	0,26	-0,28	-0,40
14	NMEXZM26	0,44	0,09	-0,13	-0,06	-0,01	-0,04	0,01	-0,17	-0,23	-0,21	0,16	0,18	0,21	0,05	-0,04	-0,26	-0,17	-0,36	-0,27	-0,29	0,32	0,41
15	NMEXZM38	-0,17	-0,03	-0,10	-0,11	-0,07	-0,32	-0,33	-0,28	-0,23	-0,19	-0,23	-0,17	-0,10	-0,09	-0,07	-0,08	-0,10	-0,16	-0,14	-0,22	0,19	0,12
16	NMEXZM50	-0,17	0,03	0,20	0,06	-0,09	-0,18	-0,09	-0,01	0,02	-0,09	-0,29	-0,22	-0,14	-0,12	-0,15	0,15	0,14	0,12	0,16	0,12	0,00	-0,04
17	NMEXZM62	0,17	0,20	0,18	0,26	0,20	0,03	0,03	0,04	0,02	0,05	0,02	0,07	0,11	0,12	0,05	0,00	-0,04	-0,07	-0,10	0,00	0,26	0,26
18	NMEXZM74	0,23	0,10	-0,03	0,10	0,40	0,09	0,04	-0,05	-0,06	0,05	0,11	0,08	0,09	0,11	0,19	-0,04	-0,05	-0,13	-0,18	-0,31	0,16	0,28
19	DNUM26	-0,30	-0,16	-0,02	-0,04	-0,17	-0,09	-0,05	0,07	0,07	0,05	-0,44	-0,48	-0,41	-0,23	-0,23	0,42	0,45	0,43	0,30	0,51	-0,42	-0,58
20	DNUM38	-0,22	-0,08	-0,05	-0,08	-0,22	-0,04	-0,08	0,08	-0,03	-0,08	-0,21	-0,21	-0,23	-0,19	-0,28	0,20	0,14	0,29	0,18	0,40	-0,39	-0,49
21	DNUM50	-0,04	0,00	0,02	-0,03	-0,14	0,07	0,01	0,11	0,03	0,05	-0,06	-0,14	-0,21	-0,13	-0,10	0,13	0,12	0,29	0,16	0,28	-0,17	-0,25
22	DNUM62	-0,39	-0,36	-0,25	-0,23	-0,28	-0,20	-0,23	-0,12	-0,10	-0,11	-0,61	-0,62	-0,58	-0,40	-0,36	0,49	0,42	0,41	0,32	0,46	-0,42	-0,63
23	DNUM74	-0,23	-0,20	-0,12	-0,09	-0,16	-0,09	-0,07	0,02	0,00	-0,02	-0,27	-0,23	-0,11	-0,08	-0,15	0,23	0,17	0,12	0,08	0,26	-0,39	-0,51
24	TR26	1,00	0,84	0,70	0,71	0,68	0,83	0,77	0,63	0,61	0,61	0,74	0,64	0,62	0,61	0,61	-0,02	0,00	0,01	-0,02	-0,09	0,41	0,44
25	TR38	0,84	1,00	0,92	0,88	0,77	0,83	0,84	0,79	0,78	0,76	0,70	0,71	0,70	0,71	0,73	0,05	0,01	0,09	0,05	-0,01	0,44	0,38
26	TR50	0,70	0,92	1,00	0,92	0,73	0,79	0,85	0,88	0,86	0,81	0,57	0,57	0,62	0,69	0,70	0,18	0,15	0,24	0,14	0,11	0,31	0,24
27	TR62	0,71	0,88	0,92	1,00	0,88	0,80	0,82	0,84	0,85	0,89	0,56	0,55	0,65	0,82	0,82	0,19	0,15	0,17	-0,01	0,03	0,31	0,23
28	TR74	0,68	0,77	0,73	0,88	1,00	0,77	0,72	0,69	0,75	0,89	0,55	0,51	0,58	0,76	0,91	0,16	0,10	0,10	-0,06	-0,15	0,30	0,29
29	AUSFL26	0,83	0,83	0,79	0,80	0,77	1,00	0,89	0,81	0,83	0,81	0,60	0,46	0,43	0,57	0,66	0,34	0,30	0,36	0,24	0,19	0,24	0,20
30	AUSFL38	0,77	0,84	0,85	0,82	0,72	0,89	1,00	0,90	0,87	0,81	0,50	0,45	0,46	0,59	0,64	0,37	0,41	0,41	0,27	0,24	0,30	0,24
31	AUSFL50	0,63	0,79	0,88	0,84	0,69	0,81	0,90	1,00	0,86	0,81	0,42	0,37	0,44	0,56	0,61	0,37	0,41	0,53	0,28	0,29	0,15	0,08
32	AUSFL62	0,61	0,78	0,86	0,85	0,75	0,83	0,87	0,86	1,00	0,87	0,41	0,37	0,42	0,54	0,70	0,40	0,36	0,41	0,44	0,24	0,19	0,12
33	AUSFL74	0,61	0,76	0,81	0,89	0,89	0,81	0,81	0,81	0,87	1,00	0,45	0,41	0,47	0,69	0,86	0,33	0,28	0,31	0,14	0,14	0,22	0,14
34	INNFL26	0,74	0,70	0,57	0,56	0,55	0,60	0,50	0,42	0,41	0,45	1,00	0,91	0,82	0,68	0,64	-0,54	-0,49	-0,37	-0,30	-0,41	0,42	0,48
35	INNFL38	0,64	0,71	0,57	0,55	0,51	0,46	0,45	0,37	0,37	0,41	0,91	1,00	0,90	0,70	0,63	-0,58	-0,62	-0,49	-0,35	-0,45	0,47	0,50
36	INNFL50	0,62	0,70	0,62	0,65	0,58	0,43	0,46	0,44	0,42	0,47	0,82	0,90	1,00	0,83	0,73	-0,50	-0,50	-0,53	-0,44	-0,52	0,44	0,47
37	INNFL62	0,61	0,71	0,69	0,82	0,76	0,57	0,59	0,56	0,54	0,69	0,68	0,70	0,83	1,00	0,85	-0,19	-0,20	-0,26	-0,52	-0,39	0,38	0,37
38	INNFL74	0,61	0,73	0,70	0,82	0,91	0,66	0,64	0,61	0,70	0,86	0,64	0,63	0,73	0,85	1,00	-0,06	-0,09	-0,12	-0,21	-0,38	0,35	0,38
39	RINGD26	-0,02	0,05	0,18	0,19	0,16	0,34	0,37	0,37	0,40	0,33	-0,54	-0,58	-0,50	-0,19	-0,06	1,00	0,91	0,82	0,59	0,68	-0,25	-0,37
40	RINGD38	0,00	0,01	0,15	0,15	0,10	0,30	0,41	0,41	0,36	0,28	-0,49	-0,62	-0,50	-0,20	-0,09	0,91	1,00	0,86	0,58	0,66	-0,22	-0,31
41	RINGD50	0,01	0,09	0,24	0,17	0,10	0,36	0,41	0,53	0,41	0,31	-0,37	-0,49	-0,53	-0,26	-0,12	0,82	0,86	1,00	0,69	0,77	-0,26	-0,37
42	RINGD62	-0,02	0,05	0,14	-0,01	-0,06	0,24	0,27	0,28	0,44	0,14	-0,30	-0,35	-0,44	-0,52	-0,21	0,59	0,58	0,69	1,00	0,66	-0,19	-0,27
43	RINGD74	-0,09	-0,01	0,11	0,03	-0,15	0,19	0,24	0,29	0,24	0,14	-0,41	-0,45	-0,52	-0,39	-0,38	0,68	0,66	0,77	0,66	1,00	-0,25	-0,47
44	VERT62	0,41	0,44	0,31	0,31	0,30	0,24	0,30	0,15	0,19	0,22	0,42	0,47	0,44	0,38	0,35	-0,25	-0,22	-0,26	-0,19	-0,25	1,00	0,72
45	VERT74	0,44	0,38	0,24	0,23	0,29	0,20	0,24	0,08	0,12	0,14	0,48	0,50	0,47	0,37	0,38	-0,37	-0,31	-0,37	-0,27	-0,47	0,72	1,00

4.3 Extraktion der Faktoren

Die Faktorextraktion ist das Verfahren, mit dem aus den Variablen des Systems die Hintergrundgrößen (Faktoren) bestimmt werden. Es wurden hierzu verschiedene Verfahren entwickelt, z. B. Hauptkomponentenanalyse, Hauptachsenanalyse, Maximum-Likelihood-Schätzung, Alphaanalyse. In unserem Beispiel wird die gebräuchliche Hauptkomponentenanalyse verwendet. Dabei werden die Variablen als Linearkombinationen der Faktoren dargestellt:

$$x_{kj} = \sum_{q=1}^Q a_{jq} \cdot p_{kq}$$

Mit x_j = Ausgangsvariable, p_k = Faktor k , a_j = Faktorladung

Die Multiplikation der Faktorenmatrix mit der Matrix der Faktorenladungen ergibt also die Matrix der Ausgangsvariablen. Die Faktoren werden dann nach demjenigen Anteil der Gesamtvarianz des Variablensystems sortiert, der durch sie erklärt wird. Man spricht hierbei auch von den Eigenwerten der Faktoren.

In der Faktorenanalyse unseres Variablensystems ermittelte SPSS dabei folgende Eigenwerte:

Tabelle 4.4. Eigenwerte der Faktoren und erklärte Varianz in Prozent der Gesamtvarianz, einzeln und aufsummiert.

Faktornummer	Eigenwert	% der Varianz	% der Varianz kumuliert
1	12,968	28,818	28,818
2	10,239	22,754	51,571
3	3,900	8,666	60,237
4	2,986	6,636	66,873
5	1,830	4,068	70,941
6	1,656	3,680	74,621
7	1,513	3,363	77,984
8	1,188	2,641	80,624
9	1,053	2,341	82,965
10	0,942	2,094	85,060

Man erkennt, dass die ersten beiden Faktoren bereits über die Hälfte der Gesamtvarianz erklären und die ersten sechs Faktoren ca. 75%. Würde man bis zum Faktor 45 fortfahren, wäre letztlich die gesamte Varianz des Systems erklärt, wobei die höheren Faktoren aber immer weniger zur Erklärung der Gesamtvarianz beitragen. Daraus ergibt sich sofort das Problem, wie viele Faktoren extrahiert werden sollen. Hierbei muss ein Kompromiss geschlossen werden zwischen der Höhe der erklärten Gesamtvarianz und der Überschaubarkeit des Faktorensystems.

Eine gebräuchliche Methode zur Abschätzung der Faktorenzahl ist der Screeplot (deutsch: „Geröllhang“) (Abb. 4.1). Dabei werden die Eigenwerte über den Faktoren aufgetragen, so dass sich eine Kurve ergibt, die sich asymptotisch der Abszisse annähert. Diese Punkte werden dann durch eine Gerade angenähert, und der letzte Punkt links auf dieser Geraden bestimmt die Faktorenanzahl. Da beim Anlegen der Näherungsgerade aber individueller Spielraum verbleibt, liefert diese Methode auch keine absolut eindeutigen Ergebnisse.

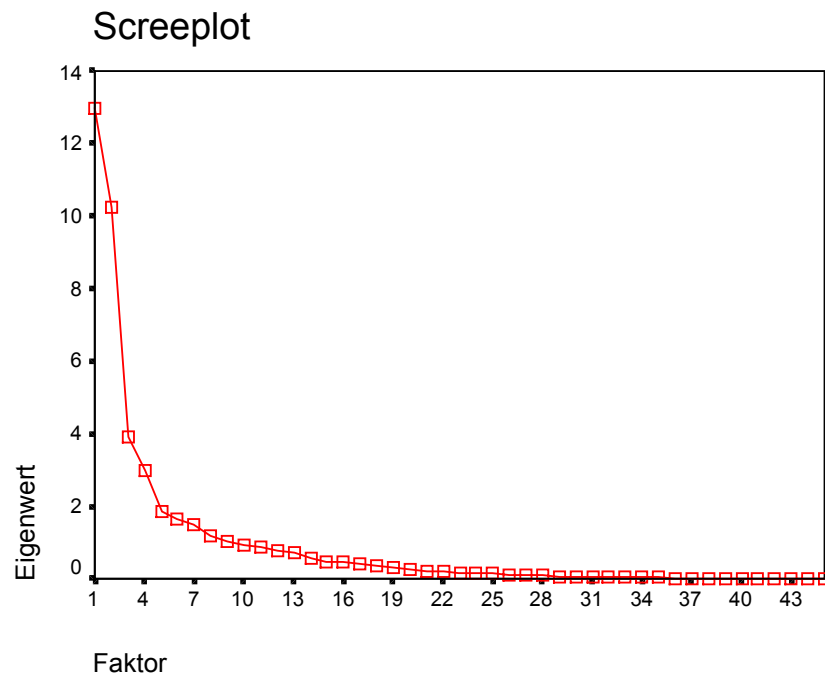


Abbildung 4.1. Screeplot zur Ermittlung der Zahl der Faktoren.

In unserer Analyse werden letztlich 6 Faktoren verwendet, die 74,6% der Gesamtvarianz erklären.

4.4 Rotation der Faktorenstruktur

Nachdem man sich auf eine Faktorenzahl festgelegt hat, interessiert nun die Interpretation der gefundenen Faktoren. Hierfür sind vor allem die Faktorladungen von Interesse, also die Verbindungsgrößen zwischen Faktoren und Variablen. Sie werden dargestellt in der sog. Faktormatrix. Man kann dann einen Faktor als Hintergrundvariable aller Variablen des Systems auffassen, die große Faktorladungen in diesem Faktor besitzen. Idealerweise laden also einige Variablen hoch auf einen Faktor und alle anderen Variablen gering. In diesem Fall wäre die Interpretierbarkeit des Faktors am besten. In der Regel ist die Faktorladungsmatrix jedoch zunächst relativ weit von diesem Idealzustand entfernt. Oft laden sehr viele Variablen relativ hoch in einem Faktor, und es fällt schwer, eine bestimmte Ladungshöhe festzulegen, ab der man eine Variable einem Faktor zuordnen soll. Abhilfe schafft hierbei die Rotation der Faktormatrix. Ohne ins Detail zu gehen, sei hier nur gesagt, dass hierbei das Koordinatensystem der zunächst ermittelten Faktoren, in dem man die Faktorladungen als Punkte darstellen kann, so gedreht werden kann, dass die Faktorenachsen in Bereiche vieler Faktorladungspunkte zu liegen kommen. Das bedeutet, dass diese Faktorladungen bezüglich des Faktors der Achse, in der sie jetzt liegen, hoch sind, während sie in bezug auf die anderen Faktoren gering sind. Mathematisch ist diese Rotation möglich, weil durch sie die Güte der Faktorenanalyse, sprich die Eigenwerte und die erklärte Varianz, nicht beeinflusst wird.

Es stehen verschiedene entwickelte Rotationsverfahren zur Verfügung. Hier wird die gebräuchlichste, rechtwinklige Varimax-Rotation verwendet.

Nach der Rotation kann man die neu ermittelten Faktorladungen in der „rotierten Faktormatrix“ darstellen (Tab. 4.5).

Tabelle 4.5. Rotierte Faktormatrix. Hohe Ladungen (>0,33) sind fett gedruckt.

Faktor	1	2	3	4	5	6
Körpergr.	0,12	0,27	0,15	0,79	0,33	
Körpergew.	0,25	0,40		0,16	0,27	
ALTER	0,35	-0,27	-0,51	-0,21	-0,25	-0,12
GESCH	0,23	0,19		0,69		-0,40
Femurlänge	0,26		0,13	0,85	0,18	
Femurgew.	0,40	0,33		0,79		-0,14
Condylenbr.	0,40	0,22		0,70		-0,21
CCD-Winkel	-0,22	-0,35	0,34	0,17		0,19
BETRM26			0,78			
BETRM38	-0,11		0,70	0,18	0,34	
BETRM50	-0,15	0,13	0,66	0,23	0,34	
BETRM62		0,18	0,51	0,10	0,27	
BETRM74	-0,16		0,28			
NMEXZM26	-0,10	-0,20	-0,74			
NMEXZM38	-0,16	-0,11		-0,12		0,84
NMEXZM50		0,22	0,12	-0,12	-0,22	0,81
NMEXZM62	0,15		-0,24	-0,16	-0,20	0,62
NMEXZM74			-0,17	-0,20	-0,14	0,12
DNUM26		0,40	0,52		0,54	0,15
DNUM38		0,14	0,36		0,67	-0,22
DNUM50			0,14	0,21	0,82	-0,23
DNUM62	-0,31	0,42	0,36	0,25	0,55	
DNUM74	-0,15		0,27	0,44	-0,26	-0,26
TR26	0,76		-0,46	0,11		-0,10
TR38	0,92		-0,21			
TR50	0,94			0,11		0,14
TR62	0,96			0,11		0,12
TR74	0,87				-0,10	
AUSFL26	0,87	0,22	-0,14	0,17		-0,21
AUSFL38	0,88	0,29	-0,20	0,14		-0,15
AUSFL50	0,87	0,28		0,18		
AUSFL62	0,87	0,30		0,15		
AUSFL74	0,89	0,14	0,12	0,21		
INNFL26	0,66	-0,56	-0,21			-0,23
INNFL38	0,62	-0,64	-0,22		-0,11	-0,15
INNFL50	0,68	-0,63	-0,16		-0,12	
INNFL62	0,80	-0,43				
INNFL74	0,83	-0,28			-0,11	
RINGD26	0,15	0,89	0,13	0,19		
RINGD38	0,13	0,90		0,14		
RINGD50	0,17	0,86	0,18	0,21	0,12	
RINGD62		0,76		0,12		
RINGD74		0,77	0,11	0,19	0,16	
VERT62	0,31	-0,25	-0,59			0,29
VERT74	0,27	-0,28	-0,72	-0,24	-0,12	0,12

4.5 Interpretation der Faktoren

In Tab. 4.5 lassen sich nun mittels der Faktorladungen die verschiedenen Faktoren veranschaulichen.

In **Faktor 1** (erklärt 28,8% der Gesamtvarianz) weisen die Querschnittsflächen, die Markhöhlenflächen und die Trägheitsradien aller Querschnittshöhen sehr hohe Ladungen auf. Von den Personendaten sind Alter, Femurgewicht und Condylenbreite hoch geladen. Dieser Faktor beschreibt also das Auseinanderweichen des Kortikalisringes. Dass hierbei auch ein Anstieg von Femurgewicht und Condylenbreite zu beobachten ist, ist anschaulich verständlich. Die positive Korrelation mit dem Alter ist nach den Ergebnissen aus Kap. 3 zu erwarten gewesen. Interessant ist, dass dieser Faktor zwar die Querschnittsfläche und die Markhöhlenfläche, nicht jedoch die Kortikalisdicke beeinflusst.

Hohe Ladungen in **Faktor 2** (erklärt 22,8% der Gesamtvarianz) haben die Kortikalisdicken in allen Querschnittshöhen und mit negativem Vorzeichen die Markhöhlenflächen (bis auf Querschnittshöhe 74%). Von den Personendaten sind das Körpergewicht und mit negativem Vorzeichen der CCD-Winkel hoch geladen. Daneben spielen noch die Differenzen der numerischen Exzentrizitäten (nur in den Querschnittshöhen 26% und 62%) eine Rolle.

Dieser Faktor beschreibt also die Dickenzunahme der Kortikalis, die vor allem durch eine Verkleinerung der Markhöhle und nicht durch eine Größenzunahme des Gesamtquerschnittes vonstatten geht und vor allem eine Frage des Körpergewichtes, weniger des Alters oder Geschlechtes ist. Demgegenüber zeigte Faktor 1, dass die Altersveränderung der Querschnittsfläche und der Markhöhlenfläche etwa gleichsinnig unter ungefährender Konstanz der Kortikalisdicke verläuft.

In **Faktor 3** (erklärt 8,7% der Gesamtvarianz) sind hoch geladen die Beträge der Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente in allen Querschnittshöhen außer 74%, die dorso-ventralen Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte in den Querschnittshöhen 62% und 74% (mit negativem Vorzeichen), von den Personendaten das Alter mit negativem Vorzeichen und der CCD-Winkel, daneben in Querschnittshöhe 26% die numerische Exzentrizität der Massenträgheitsellipse, der Trägheitsradius (jeweils mit negativem Vorzeichen) und die Differenz der Exzentrizitäten (pos. Vorzeichen) in den Querschnittshöhen 26%, 38%, 62%. Dieser Faktor beschreibt die Femuranpassung an sich ändernde Biegerichtungen. Mit zunehmendem Alter bzw. abnehmendem CCD-Winkel dreht die Biegerichtung hierbei aus der sagittalen in die mediolaterale Richtung (weil Alter und BETRM gegensinnige Ladungen haben). Die Anwesenheit des CCD-Winkels passt gut zur gleichzeitigen Beeinflussung der verschiedenen Größen in der proximalen Querschnittshöhe 26%. Dabei wird mit abnehmendem CCD-Winkel die numerische Exzentrizität der Massenträgheitsellipse in der Querschnittshöhe 26% größer, d. h. die Anpassungsrichtung wird schärfer. Die distal-sagittalen Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte (VERT62 und VERT74) steigen dabei mit zunehmendem Alter bzw. abnehmendem CCD-Winkel, die Dichteinhomogenität nimmt also zu. Dies geht auch konform mit der zunehmenden Differenz der numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen (DNUM26, DNUM38, DNUM62).

Hohe Ladungen in **Faktor 4** (erklärt 6,6% der Gesamtvarianz) haben die Personendaten Körpergröße, Femurlänge, Femurgewicht, Condylenbreite und Geschlecht, nicht jedoch das Körpergewicht, Alter und CCD-Winkel. Daneben ist die Differenz der numerischen Exzentrizitäten in Querschnittshöhe 74% erhöht geladen. Es handelt sich also um einen Personengrößenfaktor, die positive Ladung des Geschlechtes erklärt sich aus der Kodierung (weiblich = 0, männlich = 1). Die Abwesenheit weiterer hoher Ladungen in den Größen, die die Anpassung beschreiben, zeigt, dass die Personengröße allein geringen Einfluss auf Richtungsanpassung, Dichteinhomogenität, Querschnittsform etc. hat.

In **Faktor 5** (erklärt 4,1% der Gesamtvarianz) sind hoch geladen die Differenzen der numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen in den Querschnittshöhen 26%, 38%, 50%, 62%, nicht aber 74%. Daneben weisen die Beträge der Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente in den Querschnittshöhen 38% und 50% erhöhte Ladungen auf. Die mit diesen Differenzen beschriebene Dichteerhöhung in Arealen größerer Biegespannung wird also nicht nur durch den Faktor 3 beschrieben, der auch die Personendaten Alter und CCD-Winkel enthält, sondern es existiert mit dem Faktor 5 noch ein eigenständiger Faktor, der diese Differenzen beschreibt und keine erhöhten Ladungen in den Personendaten enthält, so dass die Ursache für die erhöhten Differenzen durch diesen Faktor nicht weiter entschlüsselt werden kann.

Hoch geladen in **Faktor 6** (erklärt 3,7% der Gesamtvarianz) sind die numerischen Exzentrizitäten der Massenträgheitsellipsen in den Querschnittshöhen 38%, 50%, 62% und mit negativem Vorzeichen das Geschlecht. Dies beschreibt die bei den weiblichen Femora vorhandene, schärfere Anpassung an die Biegerichtung in den mittleren Schafthöhen.

5 Diskussion

5.1 Biegebelastung der Femurdiaphyse

In Kapitel 1 wurde bereits ausführlich dargestellt, dass die Hauptbelastung der Femurdiaphyse durch Biegung infolge ihrer exzentrischen Lage im Vergleich zur wirkenden Körperlast zustande kommt. Nach den Überlegungen von Pauwels wird dabei sowohl in der Standphase, als auch in der Gangphase durch den umgebenden Muskel-Band-Apparat die Größenverteilung und Richtung der Biegebelastung ungefähr konstant gehalten. Kummer entwarf später ein Modell zur Entstehung der Markhöhle unter der Annahme, dass die Richtung des Biegesinnes nicht streng konstant gehalten wird, sondern über einen gewissen Winkelbereich fluktuiert.

Die Grundannahme der Modelle, die zur funktionellen Anpassung des Röhrenknochens an die Biegebelastungen entwickelt wurden, ist die bestmögliche Verteilung des Knochenmaterials und der eingebauten Mineralsalze, mit der eine möglichst geringe und gleichmäßige Beanspruchung des Knochens erreicht wird; im Idealfall entsteht ein Körper gleicher Festigkeit. Zur Ermittlung der Richtung, in der das Femur in den verschiedenen Schafthöhen gebogen wird, kann unter dieser Grundannahme diejenige Richtung bestimmt werden, in der der Femurquerschnitt einer Biegebelastung das größte Widerstandsmoment entgegensetzt. Breul [BRE 85] identifizierte diese Richtung als die Richtung des maximalen Trägheitsmomentes in der jeweiligen Querschnittebene.

Dabei wurde bei 4 Objekten im Alter von 64 bis 76 Jahren in 5 verschiedenen Querschnittshöhen eine mediolaterale Ausrichtung der optimalen Biegeanpassung ermittelt. Demgegenüber bestimmten Matsuda [MAT 84] und Niermann [NIE 73] mit alternativen Methoden nur in den 3 proximalen Querschnittshöhen die mediolaterale Richtung, in den beiden distalen Querschnittshöhen jedoch eine mehr sagittal orientierte Richtung der besten Biegeanpassung.

Im Gegensatz zu den genannten Studien mit ihren sich zum Teil widersprechenden Ergebnissen konnten durch die große, das ganze Altersspektrum umfassende Stichprobe in dieser Arbeit die Richtungen der optimalen Biegeanpassung in Abhängigkeit von der Querschnittshöhe mit guter statistischer Sicherheit bestimmt werden. Das wesentliche Ergebnis, das auch die bisher uneinheitlichen Ergebnisse erklären kann, ist eine stark ausgeprägte Altersabhängigkeit der Biegerichtungen vor allem in den mittleren 3 Querschnittshöhen. So betragen die in der Regressionsanalyse ermittelten Regressionskoeffizienten B bei den Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente in der Querschnittshöhe 38% $-0,83$, in der Querschnittshöhe 50% $-0,72$ und in der Querschnittshöhe 62% $-0,67$ (siehe Tabelle 3.11). Anschaulich bedeutet dies eine Veränderung der Biegerichtung pro Lebensjahr um $0,83^\circ$ bzw. $0,72^\circ$ bzw. $0,67^\circ$ von sagittal nach mediolateral. In den gelenknahen Querschnittshöhen 26% und 74%, die von der Biegewirkung nicht so stark betroffen sind, ergeben sich demgegenüber nur Regressionskoeffizienten von $-0,33$ bzw. $-0,24$. Hier ist auch bei den jungen Femora bereits eine relativ deutlich mediolateral orientierte Biegerichtung zu erkennen.

Als unmittelbare Ursache der Veränderung der Biegerichtung mit zunehmendem Alter kann die variierend exzentrische Lage der Femurdiaphyse zur Körperachse vermutet werden, die sich durch Änderung des Antetorsionswinkels und des CCD-Winkels im Laufe des Lebens ergibt.

Dafür spricht auch das Ergebnis der Faktorenanalyse, in der sich im Faktor 3 hohe Ladungen in den Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente, dem Alter und dem CCD-Winkel ergeben. Außerdem sind die Parameter DNUM26, TR26 und NMEXZM26 hoch geladen, also Parameter, die durch die Nähe der Querschnittshöhe 26% zum Femurhals auch durch Winkelveränderungen an diesem unmittelbar beeinflusst werden können.

Bezogen auf das Problem in der Endoprothetik, eine möglichst physiologische Diaphysenbelastung mit hoher Prothesenlebensdauer zu erreichen, sind diese Ergebnisse aus folgenden Gründen von Bedeutung:

- Die Richtung der größten Biegebelastung variiert mit der Schafthöhe, dies erschwert das Bestreben, durch gezielte Prothesenformung die physiologische Biegung der Diaphyse nachzuempfinden.
- Die Richtung der größten Biegebelastung variiert mit dem Alter. Selbst wenn man eine Prothesenkonstruktion erreicht, die den Femurschaft annähernd physiologisch belastet, würde dies die Lebensdauer dieser Prothese limitieren.

5.2 Die Rolle der Dichteverteilung

Nachdem mit der vorliegenden Studie weiterer Aufschluss über die Biegebelastung des Femurs gewonnen werden konnte, interessiert nun die qualitative und quantitative Rolle, die bei der Anpassung an diese Belastung sowohl die Form der Femurquerschnitte, als auch die Dichteverteilung über die Querschnitte spielt.

In Kapitel 1 wurden bereits verschiedene Studien vorgestellt, deren Ziel die Ermittlung des Einflusses der Dichteverteilung über den Femurquerschnitt war.

So ermittelte Schmitt [SCH 68] innerhalb der Querschnitte medial und lateral höhere Dichtewerte als anterior und posterior, Amtmann und Schmitt [AMT 68] entwickelten aus ihren Daten eine Dichtelandkarte mit Dichtemaxima distal posterior und im mittleren Diaphysenbereich medial und lateral und Dichteminima distal anterior und proximal anterior und posterior (Abb. 1.10).

Zur gezielten Ermittlung des Anteils der Dichteverteilung an der Anpassung an die Biegebelastung verglich Breul [BRE 85] in der bereits erwähnten Studie die Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes mit der dichtegewichteten Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes, wobei keine signifikanten Unterschiede beobachtet wurden.

In der vorliegenden Arbeit wird das Problem, ob die inhomogene Dichteverteilung über den Querschnitt eine Rolle bei der Anpassung an die Biegebelastung spielt, von verschiedenen Seiten angegangen:

- Analog zur Arbeit von Breul wird ein Vergleich der Richtungen der maximalen Massen- und Flächenträgheitsmomente gezogen (Kap. 3.2).
- Es werden die numerischen Exzentrizitäten der Massenträgheitsellipsen und Flächenträgheitsellipsen der Femurquerschnitte durch Differenzbildung verglichen (Kap. 3.3). Durch diesen mathematischen Trick lässt sich ermitteln, ob eine erhöhte Kalksalzdichte in Regionen hoher Biegebelastung oder niedriger Biegebelastung besteht.
- Es werden die Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte der Femurquerschnitte gemessen. Damit werden unabhängig von der jeweiligen Richtung der optimalen Biegeanpassung Dichteinhomogenitäten über die Querschnitte ermittelt.

Der Vergleich zwischen den Richtungen der maximalen Massen- und Flächenträgheitsmomente ergibt in ihrer Abhängigkeit vom Alter zum einen eine stärkere Veränderung der Richtungen der maximalen Massenträgheitsmomente als der Richtungen der maximalen Flächenträgheitsmomente vor allem in den drei mittleren Querschnittshöhen, was in der Regressionsanalyse am steileren Verlauf der Regressionsgeraden gesehen werden kann.

Zum anderen ist ebenso vor allem in den biegebelasteten mittleren Querschnittshöhen die Anpassung der Regressionsgeraden im Falle der Richtungen der maximalen Massenträgheits-

momente wesentlich besser als bei den Richtungen der maximalen Flächenträgheitsmomente, erkennbar an einem höheren Bestimmtheitsmaß.

Beides kann als Hinweis verstanden werden, dass die Dichteverteilung infolge des Kalksalzeinbaus über den Femurquerschnitt nicht zufällig erfolgt, sondern neben der Formgebung des Querschnittes einen Beitrag zur funktionellen Anpassung an die Biegebelastung leistet.

Die numerischen Exzentrizitäten der Trägheitsellipsen der Querschnitte liefern keine Information über die Richtung der Biegeanpassung, sondern über die Schärfe der Anpassung an die Richtung der größten Biegebelastung: je größer die Exzentrizität, desto schärfer ist die Anpassung. Im Gegensatz zur numerischen Exzentrizität der Flächenträgheitsellipse wächst die numerische Exzentrizität der Massenträgheitsellipse an, wenn die Knochendichte im Gebiet nahe der maximalen Biegebelastung erhöht ist. Die Differenz aus der numerischen Exzentrizität der Flächen- und Massenträgheitsellipse ist also ein Maß für den vermehrten Kalksalzeinbau in stark biegebelastete Gebiete. Die statistische Auswertung ergibt hierbei eine auffällige Differenz in der Altersgruppe „alt“, die Tatsache, dass hierbei vor allem die Frauen zur Differenz der numerischen Exzentrizitäten beitragen, kann als Hinweis gesehen werden, dass es sich nicht um einen verstärkten Kalksalzeinbau in Gebiete hoher Biegebelastung handelt, sondern dass der sich im Alter vollziehende Kalksalzverlust verstärkt in Regionen geringer Belastung stattfindet. In der mittleren und jungen Altersgruppe kann mit dieser Methode keine statistisch signifikante, verstärkte Kalksalzeinlagerung in die Gebiete erhöhter Biegebelastung nachgewiesen werden. Überraschenderweise finden sich bei den jungen Femora in den gelenknahen Querschnittshöhen 26% und 74% umgekehrt erhöhte Dichtewerte nahe den Regionen, die durch die Biegung wenig belastet sind. Das Gewicht dieses Ergebnisses wird allerdings dadurch reduziert, dass zum einen in diesen Querschnittshöhen die Belastung infolge Biegung deutlich geringer ist als in der Schaftmitte und somit auch andere Kräfte eine bedeutende Rolle spielen und es zum anderen in der Materialsammlung Querschnitte in diesen beiden Querschnittshöhen gibt, die geringe Anteile der Spongiosa des proximalen bzw. distalen Femurs aufweisen.

Die Messung der Abstände zwischen Massen- und Flächenschwerpunkten der Querschnitte erbringt lediglich in den distalen Querschnitten 62% und 74% eine signifikante Auffälligkeit. Hier wandert der Massenschwerpunkt mit steigendem Alter gegenüber dem Flächenschwerpunkt immer weiter nach dorsal. Erklärbar ist dies durch einen im Alter auftretenden Kalksalzverlust im distal-ventralen Bereich des Femurs, was durch die Beobachtung erhärtet wird, dass die Dorsalverschiebung des Massenschwerpunktes beim weiblichen Geschlecht stärker ausgeprägt ist als bei den Männern.

Dieses Ergebnis stimmt gut mit den Berechnungen von Amtmann und Schmitt überein, die mit ihrer Dichtelandkarte im distalen Femurbereich ventral lokale Dichteminima und dorsal lokale Dichtemaxima beschrieben, wobei ihr Kollektiv Femora im Altersbereich von 56 bis 87 Jahren enthält. Es muss jedoch hinzugefügt werden, dass nach den vorliegenden Ergebnissen diese „Landkarte“ für jüngere Femora modifiziert werden müsste, da hier kein signifikanter Unterschied zwischen Massen- und Flächenschwerpunkt beobachtet wird.

Im mittleren Schaftbereich fanden Amtmann und Schmitt Dichtemaxima lateral und medial, eine Beobachtung, die in Übereinstimmung mit den im Mittel zusammenfallenden Flächen- und Massenschwerpunkten in diesem Bereich ist. Gleiches gilt für die proximale Diaphyse, wo Amtmann und Schmitt Dichteminima ventral und dorsal fanden.

Zusammengefasst zeigen die in dieser Arbeit gesammelten Ergebnisse deutliche Hinweise auf eine Beteiligung der Dichteverteilung bei der funktionellen Anpassung der Femurdiaphyse an Biegebelastungen. Zu diskutieren bleibt jedoch noch, wie bedeutend diese Beteiligung ist im Vergleich zu demjenigen Anteil an der Anpassung, der durch die Formgebung der Querschnitte erreicht wird.

5.3 Die Rolle der Querschnittsform

Unabhängig von der Dichteverteilung über die Femurquerschnitte steht fest, dass die Formgebung der Querschnitte durch gezielten An- und Abbau einen wichtigen Beitrag zur Anpassung des Femurs an die Biegebelastung leistet. So wurde bereits in Kapitel 1 gezeigt, dass die theoretischen Betrachtungen durch Pauwels zunächst stets von isotropem, homogenem Knochenmaterial ausgingen.

In dieser Arbeit wird die Rolle der Querschnittsform anhand mehrerer Parameter untersucht:

- Die Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes steht für die Richtung, an die der Querschnitt unter Annahme eines homogenen Knochenmaterials die optimale Biegeanpassung erreicht.
- Die numerische Exzentrizität der Flächenträgheitsellipse ist ein Maß für die Schärfe der Anpassung an die Biegerichtung, ebenfalls unter der Annahme eines homogenen Knochenmaterials.
- Die Querschnittsfläche
- Die Fläche der Markhöhle
- Die Fläche der Kortikalis
- Die mittlere Kortikalisdicke
- Der Trägheitsradius

Die statistischen Auswertungen in den Kapiteln 3.5 bis 3.9 ergeben eine geschlechterabhängige Altersveränderung der Querschnittsgeometrie. Beim weiblichen Geschlecht ist eine signifikante Zunahme der Querschnittsfläche mit dem Alter zu beobachten, die sich vor allem im mittleren Lebensalter (Übergang Untergruppe „jung“ → „mittel“) vollzieht, während sie im höheren Alter eher konstant bleibt. Ebenso wächst bei den Frauen die Markhöhle sehr deutlich im mittleren Lebensalter, aber ebenso noch im hohen Alter, wenn auch hier nicht in allen Querschnittshöhen signifikante Differenzen erreicht werden. In Verbindung mit der beobachteten Altersveränderung der Kortikalisfläche und –dicke lässt sich der Altersgang bei den Frauen grob folgendermaßen zusammenfassen: Im mittleren Lebensalter vergrößert sich sowohl die Querschnittsfläche, als auch die Markhöhlenfläche, der Kortikalisring wandert also bei ungefähr konstant bleibender oder nur gering abnehmender Kortikalisdicke nach außen, wobei demzufolge die Kortikalisfläche tendenziell zunächst eher zunimmt. Im höheren Alter kommt das Wachstum der Querschnittsfläche langsam zum Erliegen, während die Markhöhle weiter wächst, der Kortikalisring wird also dünner und auch die Kortikalisfläche, die zunächst noch zunahm, verringert sich.

Diese anscheinend in zwei Phasen ablaufende Alterung des Femurs spiegelt sich auch in der Faktorenanalyse wider. Denn in Faktor 1 ist das oben beschriebene Auseinanderweichen des Kortikalisringes bei etwa konstanter Kortikalisdicke beschrieben. Dagegen beinhaltet Faktor 2 eine wachsende Markhöhle bei abnehmender Kortikalisdicke und etwa unveränderter Querschnittsfläche. In diesem Faktor ist im übrigen auch das Körpergewicht hoch geladen, so dass für die oben beschriebene Veränderung im hohen Alter auch das tendenziell abnehmende Körpergewicht mitverantwortlich gemacht werden kann.

Im Auseinanderweichen des Kortikalisringes im Alter besteht in der Endoprothetik ein weiterer limitierender Faktor für die Lebensdauer einer Prothese. Oben wurde bereits die sich drehende Biegerichtung mit zunehmendem Alter diskutiert.

Im Vergleich zu den Frauen lassen sich im Altersgang der männlichen Femora nur wesentlich geringere Veränderungen der Querschnittsfläche, Markhöhlenfläche, Kortikalisfläche und –dicke feststellen. Es ist lediglich eine leichte Zunahme der Querschnittsfläche und der Markhöhlenfläche festzustellen, die allerdings weniger in der Diaphysenmitte, sondern mehr in den gelenknahen Querschnittshöhen zu beobachten ist. Kortikalisdicke und Kortikalisfläche weisen keine wesentliche Altersabhängigkeit auf.

Es ist naheliegend, die Ursache für die deutlichen Unterschiede im Altersgang bei beiden Geschlechtern in dem beim weiblichen Geschlecht stärker ausgeprägten Knochensubstanz- und Mineralsalzverlust zu sehen. Es wurde bereits in Kapitel 1 dargestellt, dass eine Möglichkeit, eine Steigerung der Biegefestigkeit des Röhrenknochens zu erreichen, darin besteht, den Radius des Kortikalisringes zu vergrößern. So kann man diesen Vorgang bei den Frauen als Ausgleich für den Stabilitätsverlust infolge des Knochenabbauvorganges im Alter interpretieren.

Die sich mit zunehmendem Alter wandelnde Querschnittsgeometrie mit ihren verschiedenen Stadien und ihrer Geschlechtsabhängigkeit ist zweifelsohne auch in der Endoprothetik von Bedeutung, da sie direkt auch die Maße der einzupassenden Prothese für eine optimale und möglichst lange anhaltende Stabilität beeinflusst.

Die Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes steht für die Richtung, in der der Querschnitt allein durch seine Formgebung einer Biegebelastung den größten Widerstand entgegensetzt. Qualitativ zeigt sie das gleiche Verhalten wie die oben bereits diskutierte Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes.

Die numerische Exzentrizität der Flächenträgheitsellipse des Querschnittes ist ein Maß für die Schärfe der Anpassung des Querschnittes an die Richtung der größten Biegebelastung infolge einer mehr oder weniger länglichen Formung des Querschnittes. Hier zeigt sich vor allem eine deutliche Geschlechtsabhängigkeit: beim weiblichen Geschlecht ist die Biegeanpassung vor allem in den mittleren Schafthöhen deutlich schärfer als bei den Männern, während eine ausgeprägte Altersabhängigkeit nicht festgestellt werden kann. Dies bestätigt sich auch in der Faktorenanalyse, in Faktor 6 sind neben den numerischen Exzentrizitäten von den Personendaten nur noch das Geschlecht hoch geladen. Dies wiederum legt die Vermutung nahe, dass diese Geschlechtsabhängigkeit nicht so sehr durch den erhöhten Knochensubstanzverlust der Frauen im Altersgang zu erklären ist. Eine Interpretationsmöglichkeit ist die unterschiedliche Geometrie des Hüft-Bein-Apparates, die zu verschiedenen exzentrischen Lage des Femurs zur Körperachse führt und somit auch einen Unterschied in der Schärfe der Anpassung an die Biegerichtung erforderlich macht, die durch diese exzentrische Lage hervorgerufen wird.

5.4 Vergleich von Querschnittsform und Dichteverteilung

Nachdem aufgezeigt wurde, auf welche Weise sowohl die Formgebung des Femurquerschnittes, als auch die Verteilung der Dichte über den Querschnitt zur funktionellen Anpassung beitragen, bleibt noch die Frage offen, welches Gewicht diese beiden Komponenten bei der Anpassung haben.

Es gibt mehrere Indizien, die dafür sprechen, dass hierbei die Querschnittsform einen dominierenden Anteil an der Anpassung trägt, während die inhomogene Dichteverteilung einen ergänzenden Beitrag leistet.

- Die Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes und des maximalen Massenträgheitsmomentes haben qualitativ die gleiche Altersabhängigkeit. Die Berücksichtigung der Dichteinhomogenität bei der Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes führt lediglich zu einer etwas stärkeren Richtungsänderung mit dem Alter und einer etwas kleineren Streuung der Messwerte.
- Die Schärfe der Anpassung, beschrieben durch die numerische Exzentrizität der Trägheitsellipsen, liefert sowohl ohne als auch mit Berücksichtigung der Dichteverteilung (Flächenträgheitsellipsen bzw. Massenträgheitsellipsen) ähnlich signifikante Unterschiede zwischen Frauen und Männern.
- Die Differenzen der numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen als Maß für eine verstärkte Kalzifizierung in Gebieten hoher Biegebelastung weisen nur bei den alten Femora signifikante Ergebnisse auf. Bei den jungen Femora erscheint der Beitrag dieser gezielten Kalzifizierung zu klein, um auffallende Differenzen der numerischen Exzentrizitäten zu liefern.
- Die Faktoren 1 und 2 der Faktorenanalyse, die 51% der Gesamtvarianz erklären und damit allen anderen Faktoren in ihrer Wichtigkeit deutlich überlegen sind, werden durch rein formabhängige Größen bestimmt: Querschnittsfläche, Markhöhlenfläche und Kortikalisdicke.

Verzeichnis der Abbildungen

Abb. 1.1	Exzentrische Belastung des menschlichen Femurs.....	1
Abb. 1.2	Spannungsoptischer Versuch zur Darstellung der Beanspruchung des Femurs.....	3
Abb. 1.3	Reduzierung der Biegebeanspruchung der Säule durch Krümmung der Säulenachse.....	4
Abb. 1.4	Belastungsprofile des Femurs bei unterschiedlichen Beinstellungen.....	5
Abb. 1.5	Schematischer Vergleich eines massiven Knochens und eines Röhrenknochens.....	7
Abb. 1.6	Reaktiver Knochenumbau infolge der Größe der mechanischen Beanspruchung.....	9
Abb. 1.7	Biegung eines Röhrenknochenquerschnittes durch eine mit einem Hebelarm angreifende Last..	9
Abb. 1.8	Belastung eines elliptisch geformten Röhrenknochenquerschnittes. Prinzip der Massenkontraktion.....	10
Abb. 1.9	Biegefestigkeiten eines Femurquerschnittes bei unterschiedlichen Biegerrichtungen bezüglich der Linea aspera.....	11
Abb. 1.10	Dichteverteilung im Femur, aus Amtmann, Schmitt (1968).....	14
Abb. 1.11	Röntgenologisch ermittelte Dichteverteilung eines Femurquerschnittes.....	16
Abb. 1.12	Trägheitsmomente der Querschnitte in Abhängigkeit der zugehörigen Achse in der Femurquerschnittebene.....	17
Abb. 1.13	Richtungen des maximalen Flächenträgheitsmomentes I_g und des dichtegewichteten Trägheitsmomentes I_m	17
Abb. 1.14	Beispiele verschiedenartig verankerter Hüftendoprothesen.....	19
Abb. 2.1	Femurlänge und Querschnittshöhen in Prozent der Femurlänge.....	23
Abb. 2.2	Konstruktion des reellen CCD-Winkels.....	24
Abb. 2.3	Röntgenaufnahme der 5 Femurquerschnittscheiben der Femora 37, 38, 39.....	25
Abb. 2.4	Digitalisiertes Röntgenbild des Femur 18, Querschnittshöhe 26%.....	26
Abb. 2.5	Spektrum zur Belegung der Dichtestufen mit Farben.....	26
Abb. 2.6	Digitalisiertes Bild des Aluminiumkeiles, mit Pseudofarben belegt.....	27
Abb. 2.7	Lage der Hauptträgheitsachse des maximalen Trägheitsmomentes und der Richtung des maximalen Trägheitsmomentes.....	28
Abb. 2.8	Femur 18, Querschnittshöhen 26% bis 74%.....	29
Abb. 2.9	Femur 3, Querschnittshöhen 26% bis 74%.....	30
Abb. 2.10	Femur 45, Querschnittshöhen 26% bis 74%.....	31
Abb. 2.11	Flächen- und Massenträgheitsmoment in der Femurquerschnittebene in Abhängigkeit von der Richtung.....	32
Abb. 3.1	Koordinatensystem der Richtungen der maximalen Trägheitsmomente.....	35
Abb. 3.2	Richtung der maximalen Massenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom Alter, Querschnittshöhe 26%	48
Abb. 3.3	Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom Alter, Querschnittshöhe 26%	48
Abb. 3.4	Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom Alter, Querschnittshöhe 38%	49
Abb. 3.5	Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom Alter, Querschnittshöhe 38%	49
Abb. 3.6	Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom Alter, Querschnittshöhe 50%	50
Abb. 3.7	Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom Alter, Querschnittshöhe 50%	50
Abb. 3.8	Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom Alter, Querschnittshöhe 62%	51
Abb. 3.9	Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom Alter, Querschnittshöhe 62%	51
Abb. 3.10	Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom Alter, Querschnittshöhe 74%	52
Abb. 3.11	Richtung des maximalen Flächenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom Alter, Querschnittshöhe 74%	52
Abb. 3.12	Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom CCD-Winkel, Querschnittshöhe 26%	61
Abb. 3.13	Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom CCD-Winkel, Querschnittshöhe 38%	62

Abb. 3.14	Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom CCD-Winkel, Querschnittshöhe 50%	62
Abb. 3.15	Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom CCD-Winkel, Querschnittshöhe 62%	63
Abb. 3.16	Richtung des maximalen Massenträgheitsmomentes in Abhängigkeit vom CCD-Winkel, Querschnittshöhe 74%	63
Abb. 3.17	Q-Q-Normalverteilungsplot der gemessenen CCD-Winkel	65
Abb. 3.18	Mittelwerte der Verhältnisse minimales Trägheitsmoment/maximales Trägheitsmoment, getrennt nach Querschnittshöhen und Geschlechtern	68
Abb. 3.19	Mittelwerte der numerischen Exzentrizitäten der Massen- und Flächenträgheitsellipsen, getrennt nach Querschnittshöhen und Geschlechtern	69
Abb. 3.20	Mittelwerte der numerischen Exzentrizitäten der Massen- und Flächenträgheitsellipsen bei den Frauen, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen	70
Abb. 3.21	Mittelwerte der numerischen Exzentrizitäten der Massen- und Flächenträgheitsellipsen bei den Männern, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen	72
Abb. 3.22	Differenzen der numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen bei den Männern und Frauen, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen	75
Abb. 3.23	Mittelwerte Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen	79
Abb. 3.24	Mittelwerte Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte in der Untergruppe Frauen, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen	83
Abb. 3.25	Mittelwerte der Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte in der Untergruppe Männer, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen	83
Abb. 3.26	Mittelwerte der Querschnittsflächen, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen	88
Abb. 3.27	Mittelwerte der Querschnittsflächen, getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen	90
Abb. 3.28	Mittelwerte der Markhöhlenflächen, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen	93
Abb. 3.29	Mittelwerte der Markhöhlenflächen, getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen	95
Abb. 3.30	Mittelwerte der Kortikalisflächen, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen	98
Abb. 3.31	Mittelwerte der Kortikalisflächen, getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen	100
Abb. 3.32	Mittelwerte der Kortikalisdicken, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen	103
Abb. 3.33	Mittelwerte der Kortikalisdicken, getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen	105
Abb. 3.34	Mittelwerte der Trägheitsradien, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen	109
Abb. 3.35	Mittelwerte der Trägheitsradien, getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen	111
Abb. 4.1	Faktorenanalyse: Screeplot zur Ermittlung der Zahl der Faktoren	120

Verzeichnis der Tabellen

Tab. 3.1	Personen- und Femurdaten.....	37
Tab. 3.2	Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente.....	38
Tab. 3.3	Kleinstes Trägheitsmoment als Bruchteil des größten Trägheitsmomentes	39
Tab. 3.4	Numerische Exzentrizitäten ε der Flächen- und Massenträgheitsellipsen.....	40
Tab. 3.5	Differenzen der numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen	41
Tab. 3.6	Relativer Abstand Flächenschwerpunkt – Massenschwerpunkt	42
Tab. 3.7	Gesamtflächen und Flächen der Markhöhlen der Femurquerschnitte	43
Tab. 3.8	Fläche des Kortikalisringes und durchschnittliche Dicke des Kortikalisringes.....	44
Tab. 3.9	Trägheitsradien der Querschnitte.....	45
Tab. 3.10	Mittelwerte und Standardabweichungen der Richtungen der maximalen Massenträgheits- und Flächenträgheitsmomente, getrennt nach Querschnittshöhen.....	46
Tab. 3.11	Ergebnisse der linearen Regressionsrechnung zur Abhängigkeit der Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente vom Alter.....	55
Tab. 3.12	Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests der Richtungsbeträge der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente für die drei Altersgruppen.....	58
Tab. 3.13	Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests der Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente für die beiden Altersgruppen „jung“ und „mittel“.....	59
Tab. 3.14	Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests der Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente für die beiden Altersgruppen „mittel“ und „alt“.....	60
Tab. 3.15	Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests der Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente für die beiden Altersgruppen „jung“ und „alt“.....	60
Tab. 3.16	Ergebnisse der linearen Regressionsrechnung zur Abhängigkeit der Richtungen der maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomente vom CCD-Winkel.....	64
Tab. 3.17	Mittelwerte und Standardabweichungen der Verhältnisse min. Trägheitsmoment/max. Trägheitsmoment, getrennt nach Querschnittshöhen und Geschlechtern.....	67
Tab. 3.18	Mittelwerte und Standardabweichungen der numerischen Exzentrizitäten der Massenträgheitsellipsen und Flächenträgheitsellipsen, getrennt nach Querschnittshöhen und Geschlechtern.....	68
Tab. 3.19	Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests der numerischen Exzentrizitäten für die Gruppen „Frauen“ und „Männer“.....	69
Tab. 3.20	Mittelwerte und Standardabweichungen der numerischen Exzentrizitäten der Massen- und Flächenträgheitsellipsen bei den Frauen, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen...	70
Tab. 3.21	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der numerischen Exzentrizitäten zur Ermittlung der Altersabhängigkeit der Untergruppe „Frauen“.....	71
Tab. 3.22	Mittelwerte und Standardabweichungen der numerischen Exzentrizitäten der Massen- und Flächenträgheitsellipsen bei den Männern, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.	72
Tab. 3.23	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der numerischen Exzentrizitäten zur Ermittlung der Altersabhängigkeit der Untergruppe „Männer“.....	73
Tab. 3.24	Mittelwerte und Standardabweichungen der Differenzen aus den numerischen Exzentrizitäten der Massen- und Flächenträgheitsellipsen bei beiden Geschlechtern, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.....	74
Tab. 3.25	Wilcoxon-Test der Differenzen der numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen.....	76
Tab. 3.26	Mittelwerte und Standardabweichungen der Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte, getrennt nach Querschnittshöhen.....	78
Tab. 3.27	Mittelwerte und Standardabweichungen der Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.....	79
Tab. 3.28	Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests der Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte für die drei Altersgruppen.....	80
Tab. 3.29	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte aller Querschnittshöhen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit.....	81
Tab. 3.30	Mittelwerte und Standardabweichungen der Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte in der Untergruppe Frauen, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.....	82

Tab. 3.31	Mittelwerte und Standardabweichungen der Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte in der Untergruppe Männer, getrennt nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.....	82
Tab. 3.32	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte zur Ermittlung der Altersabhängigkeit der Untergruppe „Frauen“.....	84
Tab. 3.33	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte zur Ermittlung der Altersabhängigkeit der Untergruppe „Männer“.....	85
Tab. 3.34	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Abstände der Flächen- und Massenschwerpunkte zur Ermittlung von Unterschieden in der Altersabhängigkeit zwischen den Untergruppen „Frauen“ und „Männer“.....	86
Tab. 3.35	Mittelwerte und Standardabweichungen der Querschnittsflächen, getrennt nach Querschnittshöhen sowie nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.....	87
Tab. 3.36	Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests der Querschnittsflächen für die drei Altersgruppen.....	88
Tab. 3.37	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Querschnittsflächen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit.....	89
Tab. 3.38	Mittelwerte und Standardabweichungen der Querschnittsflächen, getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen.....	90
Tab. 3.39	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Querschnittsflächen für den Altersgruppenvergleich innerhalb der Untergruppe „Frauen“.....	91
Tab. 3.40	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Querschnittsflächen für den Altersgruppenvergleich innerhalb der Untergruppe „Männer“.....	92
Tab. 3.41	Mittelwerte und Standardabweichungen der Markhöhlenflächen, getrennt nach Querschnittshöhen, sowie nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.....	93
Tab. 3.42	Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests der Markhöhlenflächen für die drei Altersgruppen.....	94
Tab. 3.43	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Markhöhlenflächen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit.....	94
Tab. 3.44	Mittelwerte und Standardabweichungen der Markhöhlenflächen, getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen.....	95
Tab. 3.45	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Markhöhlenflächen für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich innerhalb der Untergruppe „Frauen“.....	96
Tab. 3.46	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Markhöhlenflächen für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich innerhalb der Untergruppe „Männer“.....	97
Tab. 3.47	Mittelwerte und Standardabweichungen der Kortikalisflächen, getrennt nach Querschnittshöhen, sowie nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.....	98
Tab. 3.48	Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests der Kortikalisflächen für die drei Altersgruppen.....	99
Tab. 3.49	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Kortikalisflächen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit.....	99
Tab. 3.50	Mittelwerte und Standardabweichungen der Kortikalisflächen, getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen.....	100
Tab. 3.51	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Kortikalisflächen für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich in der Untergruppe „Frauen“.....	101
Tab. 3.52	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Kortikalisflächen für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich in der Untergruppe „Männer“.....	102
Tab. 3.53	Mittelwerte und Standardabweichungen der Kortikalisdicken, getrennt nach Querschnittshöhen, sowie nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.....	103
Tab. 3.54	Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests der Kortikalisflächen für die drei Altersgruppen.....	104
Tab. 3.55	Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests der Kortikalisflächen zur Ermittlung der Altersabhängigkeit.....	104
Tab. 3.56	Mittelwerte und Standardabweichungen der Kortikalisdicken, getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen.....	105
Tab. 3.57	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Kortikalisdicken für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich in der Untergruppe „Frauen“.....	106
Tab. 3.58	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Kortikalisdicken für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich in der Untergruppe „Männer“.....	107
Tab. 3.59	Mittelwerte und Standardabweichungen der Trägheitsradien in Pixel, getrennt nach Querschnittshöhen, sowie nach Querschnittshöhen und Altersgruppen.....	108
Tab. 3.60	Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests der Trägheitsradien für die drei Altersgruppen.....	109
Tab. 3.61	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Trägheitsradien zur Ermittlung der Altersabhängigkeit.....	110

Tab. 3.62	Mittelwerte und Standardabweichungen der Trägheitsradien, getrennt nach Querschnittshöhen, Geschlechtern und Altersgruppen.....	111
Tab. 3.63	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der Trägheitsradien für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich in der Untergruppe „Frauen“.....	112
Tab. 3.64	Ergebnisse der Mann-Whitney-Tests der für den geschlechtsspezifischen Altersgruppenvergleich in der Untergruppe „Männer“.....	113
Tab. 4.1	Faktorenanalyse: Zusammenfassung der Variablen mit ihren verwendeten Abkürzungen.....	115
Tab. 4.2	Eignung der Korrelationsmatrix für die Faktorenanalyse, gemessen am Kaiser-Mayer-Olkin-Kriterium (KMO).....	116
Tab. 4.3	Korrelationsmatrix der 45 Variablen, Teil 1.....	117
Tab. 4.3	Korrelationsmatrix der 45 Variablen, Teil 2.....	118
Tab. 4.4	Eigenwerte der Faktoren und erklärte Varianz	119
Tab. 4.5	Rotierte Faktormatrix.....	121

Literatur

- [AMT 68] E. Amtmann, H. P. Schmitt: Über die Verteilung der Corticalisdichte im menschlichen Femurschaft und ihre Bedeutung für die Bestimmung der Knochenfestigkeit. *Z. Anat. Entwicklungsgesch.* 127 (1968), 25-41.
- [AMT 71] E. Amtmann: Mechanical stress, functional adaptation and the variation structure of the human femur diaphysis. Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, 1971.
- [BAC 96] K. Backhaus, B. Erichson, W. Plinke, R. Weiber: Multivariate Analysemethoden. Eine anwendungsorientierte Einführung. 8. Auflage. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York 1996.
- [BRE 85] R. Breul: Die Auswertung der Dichteverteilung im Röhrenknochenquerschnitt von menschlichen Femora für die Bestimmung der Richtung der günstigsten Biegebeanspruchung. *Z. Morph. Anthropol.* 76 (1985), 63-76.
- [BRO 95] G. Brosius, F. Brosius: SPSS, Base System und Professional Statistics. 1.Aufl. International Thomson Publishing 1995.
- [CAR 87] D. R. Carter, D. P. Fyhrie, R. T. Whalen: Trabecular Bone Density and Loading History: Regulation of Connective Tissue Biology by Mechanical Energy. *Journal of Biomechanics*, 20(8): 785-794, 1987.
- [COW 76] S. C. Cowin, D. H. Hegedus. Bone remodelling I: theory of adaptive elasticity. *Journal of Elasticity*, 6(3): 313-326, 1976.
- [COW 78] S. C. Cowin, R. R. Nachlinger. Bone remodelling III: uniqueness and stability in adaptive elasticity theory. *Journal of elasticity*, 8(3): 285-295, 1978.
- [COW 85] S. C. Cowin, R. T. Hart, J. R. Balser, D. H. Kohn: Functional adaptation in long bones: Establishing in vivo values for surface remodelling rate coefficients. *Journal of Biomechanics*, 18: 665-684, 1985.
- [COW 90] S. C. Cowin, R. T. Hart: Errors in the Orientation of the Principal Stress Axes if Bone Tissue is modeled as isotropic. *J. Biomechanics*, Vol. 23, No. 4, 349-352, 1990.
- [COW 91] S. C. Cowin, M. Sadegh: Non-interacting Modes for Stress, Strain and Energy in Anisotropic Hard Tissue. *J. Biomechanics*, Vol. 24, No. 9, 859-867, 1991.
- [COW 94] S. C. Cowin, G. M. Luo, A. M. Sadegh, T. P. Harrigan: On the Sufficiency Conditions for the Stability of Bone Remodelling Equilibrium. *J. Biomechanics* Vol. 27, No. 2, 183-186, 1994.
- [FIR 81] K. Firoozbakhsh, S. C. Cowin: An Analytical Model of Pauwels Functional Adaptation Mechanism in Bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, 103: 246-252, November 1981.
- [FYH 00] D. P. Fyhrie, D. Vashishth: Bone Stiffness predicts Strength Similarly for Human Vertebral Cancellous Bone in Compression and for Cortical Bone in Tension. *Bone* Vol. 26, No. 2 February 2000: 169-173.
- [FYH 90] D. P. Fyhrie, D. R. Carter: Femoral Head Apparent Density Distribution predicted from Bone Stresses. *J. Biomechanics*, Vol. 23, No. 1, 1-10, 1990.
- [FYH 95] D. P. Fyhrie, M. B. Schaffler: The Adaptation of Bone Apparent Density to Applied Load. *J. Biomechanics*, Vol. 28, No. 2, 135-146, 1995.
- [GRA 95] R. Graf, A. Jessner: Erfahrungen mit dem anatomisch adaptierten, hydroxylapatitbeschichteten Schaft Typ SBG. *Orthopädische Mitteilungen* 3 (1995), 160.
- [HAS 88] C. von Hasselbach: Erste klinische Erfahrungen mit der Gleitlagerprothese. Aus B. Maaz, H. Gierse: Aktueller Stand der zementfreien Hüftendoprothetik. 2. Kaiserswerther Symposium 1988. Thieme (1988), 155-165.
- [HEG 76] D. H. Hegedus, S. C. Cowin. Bone remodelling II: small strain adaptive elasticity. *Journal of elasticity*, 6(4): 337-352, 1976.
- [HUI 86] R. Huiskes: Biomechanics of Bone-Implant Interactions. Aus G. W. Schmid-Schönbein et al: *Frontiers in Biomechanics*, Springer (1986) 18, 245-262.
- [HUI 87] R. Huiskes, H. Weinans, H. J. Grootenboer, M. Dalstra, B. Fudala, T. J. Slooff: Adaptive Bone-Remodelling Theory applied to Prosthetic-Design Analysis. *Journal of Biomechanics*, 20 (11/12): 1135-1150, 1987.
- [KNI 67a] J. Knief: Quantitative Untersuchung der Verteilung der Hartsubstanzen im Knochen in ihrer Beziehung zur lokalen mechanischen Beanspruchung. *Z. Anat. Entwicklungsgesch.* 126, 55-80 (1967a).
- [KNI 67b] J. Knief: Materialverteilung und Beanspruchungsverteilung im coxalen Femurende. Densitometrische und spannungsoptische Untersuchungen. *Z. Anat. Entwicklungsgesch.* 126, 81-115 (1967b).

- [KUM 95] B. Kummer: Grundlagen der Pauwels-Theorie der funktionellen Anpassung des Knochens. *Orthopäde* (1995) 24: 387-393.
- [MAT 84] T. Matsuda: Die Dichteverteilung in Querschnitten von Femora des Menschen und ihre funktionelle Deutung. *Orthop. Praxis* 20 (1984), 458.
- [MEY 67] G. H. Meyer: Die Architektur der Spongiosa. *Archiv für Anatomie, Physiologie und wissenschaftliche Medizin* (1867), 34, 615-628.
- [MOR 91] E. W. Morscher: Experience with the Press-Fit Cup and the Press-Fit Gliding Stem. Aus W. Küsswetter: *Noncemented Total Hip Replacement. International Symposium Tübingen 1990*. Thieme (1991), 221-231.
- [NIE 73] W. Niermann: Bestimmung der Querschnittsgröße und der Materialverteilung an den langen menschlichen Röhrenknochen. *Med. Inaug.-Diss., Köln*, 1973.
- [PAU 48] F. Pauwels: Die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates für die Beanspruchung der Röhrenknochen. Erster Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. *Z. Anat. Entwicklungsgesch.* 114 (1948), 129-166.
- [PAU 50a] F. Pauwels: Die Bedeutung der Bauprinzipien der unteren Extremität für die Beanspruchung des Beinskelettes. Zweiter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. *Z. Anat. Entwicklungsgesch.* 114 (1950a), 525-538.
- [PAU 50b] F. Pauwels: Die Bedeutung der Muskelkräfte für die Regelung der Beanspruchung des Röhrenknochens während der Bewegung der Glieder. Dritter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. *Z. Anat. Entwicklungsgesch.* 115 (1950b), 327-351.
- [PAU 54a] F. Pauwels: Die statische Bedeutung der Linea aspera. Vierter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. *Z. Anat. Entwicklungsgesch.* 117 (1954), 497-503.
- [PAU 54b] F. Pauwels: Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens. *Morph. Jahrb.* 95 (1954), S.35-54.
- [PAU 68] F. Pauwels: Beitrag zur funktionellen Anpassung der Corticalis der Röhrenknochen. Untersuchung an drei rachitisch deformierten Femora. Zwölfter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. *Z. Anat. Entwicklungsgesch.* 127 (1968) 121-137.
- [PAU 73] F. Pauwels: Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung. *Z. Orthop.* 111 (1973), 681-705.
- [PAU 76] F. Pauwels: Über die gestaltende Wirkung der funktionellen Anpassung des Knochens. *Anat. Anz.* 139 (1976), 213-220.
- [PAU 85] F. Pauwels: *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 1985.
- [ROH 87] A. Rohlmann, U. Mössner, G. Bergmann, G. Hees, R. Kölbl: Effects of Stem Design and Material Properties on Stresses in Hip Endoprotheses. *J. Biomed. Eng.*, 9 (1987), 77-83.
- [ROU 95] W. Roux: *Gesammelte Abhandlungen über die Entwicklungsmechanik der Organismen*. Bd. I und II. Leipzig: Wilhelm Engelmann 1895.
- [SCH 68] H. P. Schmitt: Über die Beziehungen zwischen Dichte und Festigkeit des Knochens am Beispiel des menschlichen Femur. *Z. Anat. Entwicklungsgesch.* 127 (1968), 1-24.
- [SCH90] R. Schneider. Der Mechanismus der Schaftlockerung. Aus R. Ascherl, F. Lechner, W. Siebels, H. M. Temsi, G. Blümel: *Die gelockerte Hüftprothese – Ursache und therapeutische Konsequenzen*, Schattauer 1990, S. 112-116.
- [SEN 93] W. Senger: *Mechanik des Knochenumbaus um Implantate*. Fortschrittberichte VDI, Reihe 17, Nr. 99. VDI-Verlag 1993.
- [ÜBE 68] K. Überla: *Faktorenanalyse. Eine systematische Einführung für Psychologen, Mediziner, Wirtschafts- und Sozialwissenschaftler*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York 1968.
- [WEB 74] E. Weber: *Einführung in die Faktorenanalyse*. Gustav Fischer Verlag Stuttgart 1974.
- [WEI 92] H. Weinans, R. Huiskes, H. J. Grootenboer: The Behaviour of Adaptive Bone-Remodelling Simulation Models. *Journal of Biomechanics*, 25(12): 1425-1441, 1992.
- [WIT 88] U. Witzel: Zur Biomechanik der Hüftendoprothetik unter besonderer Berücksichtigung der Gleitlagerprothese. Aus B. Maaz, H. Gierse: *Aktueller Stand der zementfreien Hüftendoprothetik*. 2. Kaiserswerther Symposium 1988, Thieme 1988, S. 13-24.
- [WOL 92] J. Wolff: *The Law of Bone Remodelling*. Springer Verlag 1986, Übersetzung der deutschen Ausgabe von 1892.

Zusammenfassung

Zur weiteren Aufklärung von Anpassungsmechanismen menschlicher Röhrenknochen an Biegebelastungen wurden aus 60 rechten Femora (35 männlich, 25 weiblich) in einem Altersbereich von 17 bis 92 Jahren in 5 definierten Femurhöhen jeweils 2 mm dicke Querschnitts-scheiben entnommen und von diesen röntgenologisch Dichteprofile ermittelt.

Die Röntgenaufnahmen wurden digitalisiert und es wurden für jeden Femurquerschnitt folgende Parameter gemessen bzw. berechnet:

Flächen- und Massenschwerpunkt, Flächen- und Massenträgheitsmomente bezüglich aller Richtungen in der Querschnittebene, Richtung des maximalen Flächen- und Massenträgheitsmomentes in der Querschnittebene, Verhältnis des minimalen zum maximalen Flächen- bzw. Massenträgheitsmoment, Flächen- und Massenträgheitsellipse in der Querschnittebene, numerische Exzentrizität der Flächen- und Massenträgheitsellipse, Differenz der numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipse, mediolateraler und dorsoventraler Abstand des Flächen- und Massenschwerpunktes, Querschnittsfläche, Markhöhlenfläche, Kortikalisfläche, durchschnittliche Kortikalisdicke, Trägheitsradius.

Mit diesen Größen wurde zusammen mit den bekannten bzw. gemessenen Personengrößen Alter, Geschlecht, Körpergröße, Körpergewicht, Beinlänge, Femurlänge, Femurgewicht, Condylenbreite und CCD-Winkel eine statistische Auswertung durchgeführt, die zu folgenden Ergebnissen führte:

1. Die Richtungen der maximalen Flächen- bzw. Massenträgheitsmomente als Richtungen der optimalen Biegeanpassung drehen mit zunehmendem Alter in allen 5 Querschnittshöhen tendenziell von sagittal nach mediolateral.
2. Die Richtungen der maximalen Flächen- bzw. Massenträgheitsmomente variieren mit der Querschnittshöhe in der Diaphyse.
3. Die Richtungen der maximalen Flächen- bzw. Massenträgheitsmomente drehen mit zunehmendem CCD-Winkel von mediolateral nach sagittal.
4. Der CCD-Winkel sinkt mit steigendem Alter.
5. Die numerischen Exzentrizitäten der Flächen- und Massenträgheitsellipsen als Maß für die Schärfe der Anpassung der Femora an die Biegerichtung sind bei den Frauen größer als bei den Männern.
6. Mit zunehmendem Alter nimmt die Differenz der numerischen Exzentrizitäten der Massen- bzw. Flächenträgheitsellipsen als Maß für erhöhte Kalzifizierung in Regionen größerer Biegebelastung zu, wobei dies bei den Frauen stärker ausgeprägt ist als bei den Männern.
7. Der Abstand Massenschwerpunkt – Flächenschwerpunkt als mögliches Maß einer Dichteinhomogenität über den Querschnitt wächst im kaudalen Femurbereich mit zunehmendem Alter: der Massenschwerpunkt wandert nach dorsal. Dies erfolgt bei den Frauen signifikant stärker als bei den Männern.
8. Die Querschnittsfläche wächst mit zunehmendem Alter, wobei sich dies nur bei den Frauen als statistisch signifikant erweist.
9. Die Markhöhlenfläche wächst mit zunehmendem Alter, wobei dies bei den Frauen in allen Querschnittshöhen und bei den Männern nur in einzelnen Querschnittshöhen statistisch signifikant ist.
10. Die Kortikalisfläche nimmt bei den Frauen mit zunehmendem Alter nur in der kaudalsten Querschnittshöhe signifikant ab, in den übrigen Querschnittshöhen ergibt sich keine signifikante Veränderung. Bei den Männern findet sich in keiner Querschnittshöhe eine Altersabhängigkeit.
11. Die Kortikalisdicke nimmt bei den Frauen in allen Querschnittshöhen mit zunehmendem Alter signifikant ab. Bei den Männern ist die Abnahme nicht statistisch signifikant.

12. Der Trägheitsradius nimmt bei den Frauen in allen Querschnittshöhen mit steigendem Alter signifikant zu. Bei den Männern ist dies mit Ausnahme der proximalsten Querschnittshöhe nicht signifikant.

Vor allem die Ergebnisse 1, 2, 9 und 11 wurden als bedeutend für die Anpassung von Hüftendoprothesen und deren Lebensdauer identifiziert.

In einer Faktorenanalyse wurden zu den gemessenen bzw. berechneten Variablen sechs Hintergrundgrößen (Faktoren) ermittelt, mit denen die Biegeanpassung der Femora in Einzelelementen dargestellt wird. Faktor 1 beschreibt dabei das altersabhängige Auseinanderweichen des Kortikalisringes, Faktor 2 die Dickenveränderung der Kortikalis, abhängig vor allem vom Körpergewicht. In Faktor 3 wird die Femuranpassung an sich ändernde Biegerichtungen beschrieben. Faktor 4 ist ein Personengrößenfaktor, Faktor 5 beschreibt die verstärkte Kalksalzeinlagerung in Regionen erhöhter Biegebelastung und in Faktor 6 wird die bei den Frauen auftretende, schärfere Anpassung an die Richtung der größten Biegebelastung beschrieben.

Danksagung

Am Ende angelangt, will ich mich bei all denen herzlich bedanken, die mir im Laufe meiner Dissertation mit Rat und Tat zur Seite standen:

Prof. Dr. rer. nat. Rainer Breul danke ich für die Überlassung des interessanten Dissertationsthemas und die vielen aufschlussreichen Diskussionen im Rahmen seiner Betreuung.

Bei Dr. med. Gita Mall und den Präparatoren des Rechtsmedizinischen Institutes bedanke ich mich für viele vorbereitete Femora.

Die Präparatoren des Anatomischen Institutes haben mich bei der Femurgewinnung unterstützt.

Mit Hans Neumeier habe ich in vielen gemeinsamen Stunden Knochen zersägt.

Claudia Dinter und Gisela Lippelt danke ich für die Hilfe beim Anfertigen der Femurquerschnitte und Röntgenbilder.

Ich danke meiner Familie und allen anderen, die mich im Laufe meines Medizinstudiums und dieser Arbeit unterstützt haben.

Lebenslauf

Name: Georg Kislinger

Geburt: 5. August 1970 in Erding

Schulbildung:

Sep. 1976 - Jul. 1980: Grundschule Erding-Klettham

Sep. 1980 - Jul. 1987: Gymnasium Erding

Sep. 1987 - Jul. 1989: Gymnasium Grafing

Jun. 1989: Abitur

Studium:

Nov. 1989 - Jan. 1996: **Studium der allgemeinen Physik an der TU München**

Mai 1992: Vordiplom

Jan. 1994: Hauptdiplom, 1. Teil

Nov. 1994: Hauptdiplom, 2. Teil

Jan. 1995 - Jan. 1996: Diplomarbeit

Nov. 1995 - Nov. 2001: **Studium der Humanmedizin an der LMU München**

Sep. 1997: Ärztliche Vorprüfung

Aug. 1998: 1. Staatsexamen

Sep. 2000: 2. Staatsexamen

Okt. 2000 – Sep. 2001: Praktisches Jahr

Nov. 2001: 3. Staatsexamen

Ärztliche Tätigkeit:

seit Jan. 2002: Arzt im Praktikum im werksärztlichen Dienst der BMW AG in München

Wissenschaftliche Arbeiten:

Jan. 1995 - Jan. 1996: Diplomarbeit am Institut E 15 des Physik-Departments der TU München.
Thema: Humanmedizinische Untersuchungen der Aluminiumbiokinetik mit ²⁶Al und Beschleunigermassenspektrometrie (Betreuer: Prof. Dr. E. Nolte).

Veröffentlichungen:

G. Kislinger, C. Steinhausen, M. Alvarez-Brückmann, C. Winklhofer, T.H. Ittel, E. Nolte. Investigations of the human aluminium biokinetics with ²⁶Al and AMS. Nucl. Instr. and Meth. B 123 (1997) 259-265.

C. Steinhausen, P. Gerisch, B. Heisinger, C. Hohl, G. Kislinger, G. Korschinek, M. Niedermayer, E. Nolte, M. Dumitru, M. Alvarez-Brückmann, M. Schneider, T.H. Ittel. Medical application of ²⁶Al. Nucl. Instr. and Meth. B 113 (1996) 479-483.

T.H. Ittel, C. Steinhausen, G. Kislinger, S. Kinzel, E. Nolte, H.-G. Sieberth. Ultrasensitive analysis of the intestinal absorption and compartmentalisation of aluminium in uraemic rats: a ²⁶Al tracer study employing accelerator mass spectrometry. Nephrol Dial Transplant (1997) 12: 1369-1375.